



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE

Centro de Ciências Exatas e Tecnologia

Núcleo de Pós-graduação em Física

CÁLCULO DE DOSE NA IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO UTILIZANDO
SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS HÍBRIDOS UF E O CÓDIGO MCNPX

Julyanne Silva Cunha

Orientador: Prof. Dr. Albérico Blohem de Carvalho Júnior

São Cristóvão – SE

2016

JULYANNE SILVA CUNHA

**CÁLCULO DE DOSE NA IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO UTILIZANDO
SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS HÍBRIDOS UF E O CÓDIGO MCNPX**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Núcleo de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Física.

Orientador: Dr. Albérico Blohem de Carvalho Júnior

São Cristóvão – SE

2016

Dedico este trabalho ao meu noivo Christian Aguiar.

“Não fui eu que ordenei a você?
Seja forte e corajoso!
Não se apavore nem desanime, pois eu, o
Senhor, o seu Deus, estarei com você por onde
você andar.”

Josué 1:9

AGRADECIMENTOS

A Deus eu agradeço por me sustentar sempre, por ser meu melhor amigo, por ter provido o que eu precisei, apenas na medida do que eu precisei, para que eu nunca me esquecesse do quanto eu sou dependente Dele. Sou grata por me permitir sonhar e viver esses sonhos, pelas pessoas que colocou no meu caminho ao longo dessa jornada e que me ajudaram tanto, portanto, sou grata por esse texto não terminar aqui.

A minha família eu agradeço pelo apoio, pela preocupação, pelo amor, pelo investimento, por terem apostado em mim.

Ao meu noivo Christian eu agradeço sobretudo pela paciência de me ouvir falar sobre física o tempo inteiro, por ter cedido seu único computador para as minhas simulações, por ter feito tudo que estava ao seu alcance para me ajudar. Obrigada pelo seu amor, pelo carinho e compressão.

A Ricardo Gervasio e sua família eu agradeço por terem me recebido como filha, por estarem sempre a minha disposição, por serem as melhores pessoas que eu já conheci na vida. Espero um dia poder retribuir.

A Lucylia Trindade e Kamilla Ventura agradeço pela amizade, por esses seis anos de Física ao lado de vocês.

Ao Albérico agradeço imensamente por ter me aceitado como aluna, por ter acreditado em mim, por estar sempre à disposição, por ser tão paciente.

Aos atuais e ex-alunos de mestrado do núcleo de pós-graduação em Física agradeço pelo tempo que estudamos juntos, pela amizade que ficou, pelas risadas entre uma conta e outra. Em especial agradeço aos amigos Arianne, Samuel e Adolfo, Raiane e Ilza.

Ao grupo de pesquisa GDComp sou grata pelo empenho, por terem me ajudado sempre que eu solicitei, por terem se colocado a disposição, pelo espírito de equipe.

Aos meus amigos e irmãos agradeço pelas orações, pelas palavras de incentivo, por todo o carinho.

RESUMO

A Irradiação de Corpo Inteiro é uma técnica especial de radioterapia utilizada para o condicionamento de transplante de medula óssea. Sua função é de imunossupressão, ablação da medula e destruição de células malignas. Por se tratar da irradiação de um campo grande e irregular é necessário buscar meios para compensação dos tecidos para que a dose absorvida pelo corpo do paciente tenha uma uniformidade de $\pm 10\%$. Além disso, outros fatores interferem para que essa condição seja satisfeita, tais como a escolha fonte de radiação, a postura do paciente, a geometria de incidência, a distância de tratamento, a combinação de campos, entre outros. Para analisar a maneira como esses fatores influenciam na distribuição da dose no corpo, neste trabalho foram simulados computacionalmente cenários de Irradiação de Corpo Inteiro, que utilizam unidades de telecobaltoterapia e aceleradores lineares de 6 MV, para a estimativa da doses equivalente e efetiva utilizando o código de transporte de radiação MCNPX e os simuladores antropomórficos híbridos UFHADF e UFHADM nas posturas sentada, para irradiações RLAT e LLAT, e deitada para as projeções AP e PA. Para a validação dos espectros utilizados nas simulações foi calculada a PDP para a comparação com medidas experimentais. Já para a validação dos cenários de TBI foram estimadas as taxas de dose de entrada na pele também para a comparação com medidas experimentais. As curvas de PDP se mostraram de acordo com a literatura. Os valores das taxas de dose estimadas apresentaram uma diferença relativa menor que 10% em relação às medidas experimentais, o que permitiu estimar a dose nos órgãos. Os resultados das simulações mostram que as irradiações laterais dos simuladores UF na postura sentada oferecem uma distribuição de dose menos uniforme se comparado às irradiações AP/PA com o simulador na postura deitada. Para a geometria de irradiação PA a dose absorvida na medula vermelha é aproximadamente 20% maior que na projeção AP, o que sugere que o primeiro caso seja mais adequado para a destruição da medula doente. Quanto ao uso de objetos compensadores para atenuação da radiação no pulmão houve uma redução da dose absorvida por esse órgão em 23%, o que mostra sua eficácia e importância para esses procedimentos. Também foi observado que a diminuição da distância de tratamento do paciente a fonte de radiação e das paredes da sala leva a um aumento próximo de 10% e de 5%, respectivamente, na dose absorvida, o que sugere que sejam mais adequados tratamentos realizados a grandes distâncias foco-superfície e distantes das paredes da sala. Quanto à energia do feixe utilizado para Irradiação de Corpo Inteiro, as diferenças mais significativas entre o Cobalto-60 e o espectro do acelerador linear de 6 MV foram de até 46,23%, o que ocorreu para a geometria de irradiação PA, onde é observado que o primeiro deposita a maior parte de sua energia próximo a superfície, o que mostra que feixes mais energéticos são mais eficazes para irradiação em profundidades maiores. Outro fator analisado foi a combinação de campos adjacentes e sobrepostos para o tratamento, o que levou a superdosagens em alguns órgãos e comprometeu a uniformidade da dose assim como observado por outros autores. Os cálculos da dose efetiva permitiram concluir que há um maior comprometimento geral do corpo para irradiações na geometria de incidência LLAT. Também foi encontrado que a dose efetiva é superior na projeção AP que em PA assim como encontrado na literatura. As análises feitas mostram a importância e sugerem um estudo mais detalhado das condições de exposição para o planejamento de tratamentos por TBI.

ABSTRACT

Total Body Irradiation is a special technique of radiotherapy used for conditioning for bone marrow transplantation. Its function is to immunosuppression, bone marrow ablation and destruction of malignant cells. How it is the irradiation of a large and irregular field is necessary to seek ways to offset the tissues so that the absorbed dose to the patient's body has a uniformity of $\pm 10\%$. In addition, other factors intervene so that this condition is satisfied, such as the choice of radiation source, the posture of the patient, the incidence geometry, the distance of treatment, the combination of fields, among others. To analyze how these factors influence the dose distribution in the body, in this study we were simulated computationally scenarios of Total Body Irradiation, using telecobalttherapy units and linear accelerator of 6 MV, for an estimated equivalent and effective doses using the code MCNPX of radiation transport and hybrid anthropomorphic simulators UFHADF and UFHADM in sitting postures to RLAT and LLAT irradiation, and lying to the AP and PA projections. To validate the spectra used in the simulations was calculated PDP for comparison with experimental measurements. As for the validation of TBI scenarios were estimated entrance dose rates in skin also for comparison with experimental measurements. The PDP curves are shown according to the literature. The values of the estimated dose rates are less than 10% relative difference in relation to the experimental measurements, which allowed us to estimate the dose in the organs. The simulation results show that the lateral irradiations of UF simulators in the sitting posture offer a less uniform dose distribution compared to radiation AP / PA with the simulator in lying posture. For the PA irradiation geometry the absorbed dose in the red marrow is approximately 20% higher than in the AP projection, which suggests that the first case is most appropriate for the destruction of diseased marrow. Regarding the use of attenuators objects for radiation attenuation in the lung there was a reduction of 23% of the absorbed dose by this organ, which shows their effectiveness and importance to these procedures. It was also observed that the decrease in patient treatment away from the radiation source and the room walls leads to a near increase of 10% and 5%, respectively, the absorbed dose, which suggests that treatments be more suitable carried out great distances focus-surface and far from the room's walls. The energy beam used for Total Body Irradiation, the most significant differences between the Cobalt-60 and linear accelerator 6 MV spectra were up to 46.23%, which occurred for the AP irradiation geometry, where observed that the first deposits most of its energy near the surface, which shows that more energy beams for irradiation are more effective at greater depths. Another factor analyzed was the combination of adjacent and overlapping fields for the treatment, leading to overdoses in some organs and committed dose uniformity as observed by other authors. The calculation of the effective dose showed that there is a greater overall commitment of the body to radiation in LLAT incidence geometry. It was also found that the effective dose is higher in the AP projection than PA as found in the literature. The analyzes show the importance and suggest a more detailed study of the exposure conditions for planning treatments for TBI.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Produção de Bremsstrahlung pela interação de um elétron com o campo nuclear.....	7
Figura 2: Produção de radiação característica pelo rearranjo dos elétrons nas camadas atômicas.....	8
Figura 3: Desexcitação do núcleo pela emissão de um raio gama.	9
Figura 4: Efeitos predominantes de interação dos fótons com a matéria (adaptado de POWSNER, 2006).....	10
Figura 5: Efeito fotoelétrico produzido por fótons ionizantes.....	11
Figura 6: Espalhamento Compton.	12
Figura 7: Produção do par elétron-pósitron.	16
Figura 8: Reações Fotonucleares. Em (A) ocorre a emissão de um nêutron; em (B) a emissão de uma partícula alfa; em (C) a emissão de um próton. Os processos (A), (B) e (C) não ocorrem simultaneamente.....	18
Figura 9: Dose absorvida por um volume irradiado com um feixe de fótons. (adaptado de PODGORSK, 2005)	22
Figura 10: Equilíbrio eletrônico.	22
Figura 11: Esquema de obtenção da PDP em uma profundidade “d” normalizada para profundidade de equilíbrio eletrônico (adaptada de KHAN, 1994)	23
Figura 12: Fator Off-axis à profundidade de dose máxima a uma distância “r” do eixo central.	24
Figura 13: Esquema de decaimento do Cobalto-60 (adaptado de SCAFF, 1997).....	25
Figura 14: Cabeçote de uma unidade de telecobalto (adaptado de DYK, 2000).....	25
Figura 15: Discos paralelos em tubo acelerador (adaptado de SCAFF, 1997).....	27
Figura 16: Estrutura interna de um acelerador linear.	27
Figura 17: Métodos de Irradiação de Corpo Inteiro. De (A) a (E) são ilustrados processos que utilizam duas ou mais fontes são fixas, em (A) Quatro fontes, (B) Dois feixes horizontais, (C) Dois feixes verticais, (D) Irradiação de meio corpo com feixes direto e oblíquo e (E) Irradiação de meio corpo com feixes diretos adjacentes;. Em (F) e (G) são ilustrados os procedimentos de TBI para (F) curta e (G) longa distância do foco a superfície; Em (H) o paciente se move horizontalmente em relação à fonte, já em (I) a fonte se move horizontalmente; Em (J) o cabeçote da máquina rotacional. (adaptado de AAPM, 1986).	28
Figura 18: TBI (a) AP/PA e (b) Látero-lateral (adaptado de SCAFF, 1997).	29

Figura 19: Câmara de ionização posicionada sobre o paciente para medir a energia depositada no pulmão (SCAFF, 2001).	30
Figura 20: Simulador antropomórfico físico. Em (a) os simuladores masculino e feminino e em (b) as cavidades internas onde foram colocados dosímetros termoluminescentes (BERNARDES, SANTANA, 2014).	31
Figura 21: Simuladores antropomórficos computacionais (a) matemático, (b) voxel, (c) NURBS e (d) MESH.	33
Figura 22: Esquema do processo de simulação pelo Método de Monte Carlo (adaptado de YORIYAZ, 2009).	34
Figura 23: Precisão da grandeza estimada pelo Método de Monte Carlo (adaptado de BRIEMEISTER, 1986).	38
Figura 24: Célula que define um cubo de água no arquivo de entrada.	42
Figura 25: Direção do vetor normal para delimitação do espaço entre as superfícies 201 e 202.	42
Figura 26: Planos infinitos que interceptam paralelamente os eixos cartesianos a 5 cm da origem.	44
Figura 27: Fonte isotrópica de Cobalto-60.	44
Figura 28: Conversão de uma matriz bidimensional em estrutura repetida.	46
Figura 29: Célula preenchida por uma rede hexagonal formada por dois universos. Em (a) parte do arquivo de entrada e em (b) a visualização tridimensional da geometria.	47
Figura 30: Comando “tally” utilizado para a estimativa da dose absorvida nas células 300 e 301.	48
Figura 31: Simulador UFHADP.	49
Figura 32: Simulador UFHADP.	50
Figura 33: Implementação dos simuladores no MCNPX.	51
Figura 34: Geometrias de irradiação (a) AP, (b) PA, (c) RLAT e (d) LLAT.	51
Figura 35: Colimação de fonte para a produção de campos retangulares (na parte superior da figura) e quadrados (na parte inferior).	52
Figura 36: Sala de tratamento com cenário adaptado para a irradiação do paciente na postura sentada.	53
Figura 37: Cenário para a Irradiação de Corpo Inteiro na postura deitada. A esquerda é mostrado um cenário real e à direita a visualização da representação desenvolvida no MCNPX (EVANS, 2006).	54

Figura 38: Irradiação LLAT do simulador masculino sentado com e sem a sala de tratamento.	55
Figura 39: Modificação da distância de tratamento em relação ao chão da sala.	56
Figura 40: Irradiação AP do simulador masculino sem os compensadores de pulmão.	56
Figura 41: Irradiação de Corpo Inteiro com campos múltiplos. Em (a) um campo, em (b) dois campos adjacentes e em (c) dois campos sobrepostos.	57
Figura 42: Esquema para a obtenção das medidas da dose dentro e fora do eixo central.	64
Figura 43: Posicionamento de câmaras de ionização para medir a taxa de dose de entrada em procedimentos de TBI. À esquerda estão ilustrados os contornos dos 20 pacientes e as posições dos dosímetros e à direita as coordenadas média dos detectores (adaptado de SCAFF (2001).	65
Figura 44: Irradiação dos detectores de ar sem a sala de tratamento, à esquerda, e com a sala, à direita.	65
Figura 45: Comparação da taxa de dose absorvida nos detectores pela influência dos simuladores de água e o híbrido.	66
Figura 46: Detectores sobre as regiões do tórax e abdômen posicionados sobre a pele do simulador.	66
Figura 47: Irradiação LLAT do simulador feminino sem os braços.	67
Figura 48: Comparação das curvas de PDP simuladas no MCNPX com medidas experimentais para o espectro de fótons de aceleradores lineares 6 MV.	69
Figura 49: Comparação das curvas de PDP simuladas no MCNPX com medidas experimentais para o Cobalto-60.	70
Figura 50: Comparação dos perfis do feixe para os campos de 10 cm x 10 cm.	71
Figura 51: Comparação dos perfis do feixe para os campos de 25 cm x 25 cm.	72
Figura 52: Comparação das taxas de dose de entrada na pele para procedimentos de TBI com fonte de Cobalto-60.	73
Figura 53: Dose equivalente para órgãos e tecidos na geometria de incidência LLAT.	75
Figura 54: Dose equivalente para órgãos e tecidos na geometria de incidência RLAT.	75
Figura 55: Fatia do simulador UFHADM na postura sentada onde são mostrados os órgãos que receberam maior dose com o aumento da energia do feixe.	76
Figura 56: Dose equivalente em procedimentos de TBI próximo e distante das paredes da sala de tratamento.	77
Figura 57: Fatias do simulador UFHADM onde é mostrada a proximidade das paredes em relação aos órgãos que recebem maior dose por efeito do retroespalhamento.	77

Figura 58: Dose equivalente na irradiação pósterio-antero do simulador UFHADM na postura deitada.....	78
Figura 59: Dose equivalente na irradiação antero-posterior do simulador UFHADM na postura deitada.	78
Figura 60: Fatias do plano sagital do simulador UFHADM para a geometria de irradiação PA.	79
Figura 61: Fatias do simulador UFHADM onde é mostrada a posição dos rins, baço, bexiga urinária, testículos e próstata para a geometria de irradiação PA.....	80
Figura 62: Fatias do simulador UFHADM onde é mostrada a posição das mamas, cólon, intestino delgado, testículos e próstata para a geometria de irradiação AP.....	80
Figura 63: Comparação dose equivalente na irradiação AP do simulador UFHADM para duas distâncias de tratamento.....	81
Figura 64: Dose equivalente na irradiação AP do simulador UFHADM na postura deitada com e sem o uso de compensadores de pulmão.	82
Figura 65: Fatias dos planos frontal e sagital do simulador UFHADM onde são mostrados os órgãos que sofreram influência da blindagem para o pulmão.	83
Figura 66: Dose equivalente na Irradiação de Corpo Inteiro com campos múltiplos.	84
Figura 67: Regiões de superdosagem devido o uso de campos múltiplos em TBI.	85
Figura 68: Dose equivalente média na Irradiação de Corpo Inteiro na projeção AP.	86
Figura 69: Dose equivalente média na Irradiação de Corpo Inteiro na projeção PA.	86
Figura 70: Dose equivalente média na Irradiação de Corpo Inteiro na projeção RLAT.....	87
Figura 71: Dose equivalente média na Irradiação de Corpo Inteiro na projeção LLAT.	88
Figura 72: Contribuição dos fatores para a dose efetiva nas projeções AP e PA.....	88
Figura 73: Contribuição dos fatores para a dose efetiva nas projeções RLAT e LLAT.	89
Figura 74: Comparação da dose efetiva em TBI nas geometrias de irradiação AP, PA, RLAT e LLAT em procedimentos com Cobalto-60 e acelerador linear de 6 MV.....	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Fatores de peso da radiação de acordo com publicação nº 103 da ICRP (2007).	20
Tabela 2: Fator de peso de órgãos e tecidos de acordo com a publicação nº 103 da ICRP (2007).	21
Tabela 3: Propriedades físicas dos materiais utilizados para a fabricação de simuladores do corpo humano.	31
Tabela 4: Limites de confiança segundo Dunn (2012).	39
Tabela 5: Valores dos coeficientes de variação segundo BRIESMEISTER (1986).	40
Tabela 6: Superfícies definidas no MCNPX (PELOWITZ, 2011).	43
Tabela 7: Grandezas calculadas no MCNPX (PELOWITZ, 2011).	45
Tabela 8: Composição química das geometrias do cenário (MCCONN JR et. al., 2011).	54
Tabela 9: Variações dos cenários modelados utilizando o simulador UFHADM. Para o simulador sentado foram simulados cenários com parede (CP) e sem parede (SP); para o simulador deitado foram modelados cenários próximos ao chão (PC) e distantes do chão (DC), com um campo (C1), com dois campos adjacentes (CA) e com campos adjacentes sobrepostos (CS), com compensadores (CC) e sem compensadores (SC).	57
Tabela 10: Variações das simulações com o UFHADF. Em todas as simulações com o simulador sentado foram consideradas as paredes da sala; para o simulador deitado foram considerados procedimentos realizados próximos ao chão, com o uso dos compensadores e a produção de apenas um campo.	58
Tabela 11: Órgãos e tecidos representados pela combinação de “universos”.	59
Tabela 12: Fração de massa para os simuladores computacionais feminino e masculino adulto de referência (ICRP, 110).	62
Tabela 13: Fatores de conversão de fluência em taxa de dose (adaptado de ICRP, 1973).	67

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO	1
1.1. Estado da Arte	3
1.2. Objetivo Geral	5
1.3. Objetivos Específicos	5
CAPÍTULO 2	7
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	7
2.1. Produção de Radiação Eletromagnética	7
2.1.1. Bremsstrahlung	7
2.1.2. Raios X característicos	8
2.1.3. Raios Gama	9
2.2. Interação dos fótons com a matéria	10
2.2.1. Efeito Fotoelétrico	11
2.2.2. Efeito Compton	12
2.2.3. Produção de Pares	16
2.2.4. Reações Fotonucleares	17
2.3. Grandezas Dosimétricas	18
2.3.1. Fluência	18
2.3.2. Dose Absorvida	19
2.3.3. Taxa de dose	19
2.3.4. Dose Equivalente (HT) e Fator de Peso da Radiação (wR)	20
2.3.5. Dose Efetiva (E) e Fator de Peso do Tecido (wT)	20
2.4. Distribuição de Dose	21
2.4.1. Região de Buildup	21
2.4.2. Equilíbrio Eletrônico	22
2.4.3. Porcentagem de Dose Profunda	23
2.4.4. Perfis de Dose	23
2.5. Unidades de teleterapia	24
2.5.1. Telecobalto	24
2.5.2. Acelerador Linear	26
2.6. Irradiação de Corpo Inteiro	28
2.7. Simuladores Antropomórficos	31
2.8. Método de Monte Carlo	33
2.8.1. Incerteza associada ao Método de Monte Carlo	35
2.8.2. Teorema do Limite Central	38
CAPÍTULO 3	41
MATERIAIS E MÉTODOS	41
3.1. MCNPX	41
3.1.1. Arquivo de Entrada	41
3.1.1.1. Bloco de célula	42

3.1.1.2. Bloco de Superfícies	43
3.1.1.3. Bloco de dados	44
3.1.2. Dados de Saída	46
3.1.3. Estrutura Repetida	46
3.2. Simuladores Antropomórficos.....	48
3.2.1. UFHADF	48
3.2.2. UFHADM.....	49
3.3. Simuladores UF no MCNPX.....	50
3.4. Cenário de Irradiação.....	51
3.4.1. Geometrias de incidência.....	51
3.4.2. Fonte e colimador	52
3.4.3. Sala de Tratamento	53
3.4.4. Variações no cenário de exposição.....	55
3.5. Cálculo da dose equivalente e efetiva	58
3.5.1. Cálculo da dose na medula óssea	60
3.6. Validação das simulações.....	63
3.6.1. Distribuição da dose dentro e fora do eixo central	63
3.6.2. Taxa de dose na entrada da pele	64
CAPÍTULO 4.....	69
RESULTADOS E DISCUSSÕES	69
4.1. Comparação das curvas de Porcentagem de Dose Profunda com medidas experimentais.....	69
4.2. Comparação dos perfis do feixe com o aumento do tamanho do campo	71
4.3. Dose de entrada na pele	72
4.4. Dose equivalente e efetiva na Irradiação de Corpo Inteiro	74
4.4.1. Variações na dose equivalente para a postura sentada	74
4.4.2. Variações na dose equivalente para a postura deitada.....	78
4.4.3. Uso de objetos compensadores de pulmão na irradiação de corpo inteiro	82
4.4.4. Comparação da dose equivalente com o uso de campos múltiplos (adjacentes e sobrepostos) para a Irradiação de Corpo Inteiro com feixes de fótons de 6 MV	83
4.4.5. Comparação da dose efetiva para diferentes fontes de radiação e geometrias de incidência.....	85
CAPÍTULO 5.....	91
CONCLUSÃO	91
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

O crescimento desordenado das células anormais pode levar a formação de tumores que comprometem o funcionamento de órgão e tecidos, essa característica é observada em mais de cem tipos de doenças que recebem o nome de câncer. Em uma pesquisa realizada pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA) foi estimada a incidência de 576 mil novos casos de câncer no Brasil nos anos de 2014 e 2015, cujos maiores índices são para o câncer de pele do tipo não melanoma, com 182 mil novos casos, seguido dos tumores de próstata com 69 mil novos casos. Nesse mesmo levantamento também foram previstos novos casos de Linfoma de Hodgkin, Linfoma de não Hodgkin e Leucemias, doenças onco-hematológicas mais factíveis para homens, que para o tratamento é necessário o transplante de medula óssea (INCA, 2014).

A medula óssea é responsável pela produção de hemácias, leucócitos e plaquetas. Essas células tem a função de levar o oxigênio dos pulmões para as células do corpo, atuar no sistema imunológico e fazer a coagulação do sangue, respectivamente (MDS FOUNDATION, 2014). Nos ossos há dois tipos de medula óssea, a medula vermelha que produz células sanguíneas e a medula amarela, um tecido gorduroso. Em adultos, a medula vermelha se concentra nas costelas, coluna, mandíbula e também em ossos esponjosos do fêmur, tíbia, fíbula, úmero, ulna, radio, ossos chatos do crânio, esterno, em um total de 13 sítios ósseos do corpo (ICRP, 2002).

O condicionamento de transplante é feito a partir de técnicas de radioterapia que utilizam a radiação ionizante como forma de tratamento. Embora seja eficaz, a radiação ionizante é perigosa, pois qualquer erro no procedimento pode gerar consequências graves, ou até a morte, para o paciente. Esse risco presente na radioterapia apresenta a necessidade de se ter um controle da qualidade para que minimize ao máximo as possibilidades de erro, bem como garantir que a dose absorvida pelo volume doente seja realmente a necessária (BERDAKY, 2000).

Os primeiros equipamentos utilizados em radioterapia foram equipamentos de raios X superficiais e de ortovoltagem, posteriormente foram desenvolvidos os equipamentos de tratamento que utilizam fontes encapsuladas, como o Cobalto-60 e o Césio-137. Os aceleradores lineares com feixe de fótons vieram substituir esses equipamentos com fontes encapsuladas, possuindo maiores energia e possibilitando a irradiação dos pacientes com campos maiores em um menor tempo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Para o de transplante de medula óssea é empregada a Irradiação de Corpo Inteiro (*Total Body Irradiation* – TBI), uma técnica de radioterapia, em que o corpo todo do paciente é exposto a um feixe de fótons, o que é necessário já que medula óssea está distribuída por vários ossos. Além dos casos já citados, esse procedimento também se aplica no tratamento de doenças hematológicas (anemia aplásica severa, acidentes de radiação) e a outros casos de doenças onco-hematológicas como mielomas múltiplos (SCAFF, 2001).

A função da Irradiação de Corpo Inteiro é a de imunossupressão, ablação da medula e eliminação de células malignas para o posterior transplante de medula óssea. Nesse procedimento os efeitos mais importantes devem ser nos linfócitos, o tecido alvo para imunossupressão, e nas células leucêmicas, a neoplasia mais frequente tratada por TBI. Entretanto, existe uma multiplicidade de tecidos normais que podem ser afetados pela irradiação (SCAFF, 2001). São relatados na literatura vários casos de pacientes que apresentaram complicações a longo prazo no pulmão, gônadas, intestino, mamas, tireoide, disfunções renais, complicações cardiovasculares, oftalmológicas, neurofisiológicas, tumores cerebrais, melanoma e outras doenças malignas após a Irradiação de Corpo Inteiro (LEIPER, 1995).

Shanis et. al. (2012) relataram o risco de insuficiência nos ovários para mulheres acima de 25 anos após passarem por procedimentos de TBI. Também foram observadas complicações adicionais para gestantes como placentação anormal, crescimento intrauterino restrito, ruptura uterina e aborto espontâneo. Segundo o autor, nesses procedimentos uma dose de 6 Gy é suficiente para causar lesões irreversíveis nos ovários para pacientes acima de 40 anos.

Segundo Leiper (1995) a longo prazo podem ocorrer complicações pulmonares crônicas em adultos após a Irradiação de Corpo Inteiro. Isso geralmente está associado ao aumento da dose em procedimentos de fracionamento único. A resposta do pulmão ao fracionamento depende mais dos intervalos de cada fração que a duração tratamento, sendo necessário no mínimo 6 horas para assegurar sua reparação por completo. Barret (2000) relata a redução de

complicações pulmonares com o fracionamento em TBI acompanhado de uma diminuição na dose total.

De acordo com Friedman et. al. (2008) após o condicionamento de transplante de células hematopoiéticas com TBI, algumas mulheres, menores de 18 anos, desenvolveram câncer de mama. Apesar de considerar que o procedimento de TBI seja um fator de risco, não são descartados outros fatores como influência hormonal, dieta e exposição ao tabaco para o desenvolvimento do tumor.

Segundo Slatter (2004) a disfunção da tireoide é uma das complicações a longo prazo que surge em 25 a 40% dos pacientes que fizeram o transplante de medula óssea, o que está frequentemente associado a Irradiação de Corpo Inteiro. Embora o aparecimento seja atribuído a TBI, a disfunção na tireoide somente tem ocorrido quando o condicionamento de transplante é combinado a quimioterapia. Bakker et. al. (1999) também investigaram os efeitos da Irradiação de Corpo Inteiro na tireoide e relatou que o hipotireoidismo ocorre de 15 a 50% dos casos, o que depende da dose, do fracionamento e do intervalo pós-irradiação.

Sendo assim, esses fatores mostram a necessidade de um planejamento rigoroso das condições de exposição em TBI para manter os limites de dose dentro do aceitável para que sejam evitadas reações teciduais e a indução de efeitos estocásticos. No entanto, a utilização de seres humanos na determinação de dose de radiação nos órgãos individualmente é difícil e às vezes impossível, por esta razão surgiu a necessidade de se desenvolver simuladores que representassem de forma mais fiel possível o corpo humano real, como por exemplo, simuladores computacionais. Quando estes simuladores estão associados a um código computacional que simula o transporte de radiação na matéria, pode-se estimar de formas diversas, a dose de radiação que o mesmo recebeu e assim, estimar também o risco de câncer associado à exposição a partir do cálculo da dose equivalente e efetiva (ICRP, 2010).

1.1. ESTADO DA ARTE

Já que não é possível a medida direta da deposição de energia, Scaff (2001) propôs um método analítico para o cálculo da taxa de dose absorvida em vintes casos clínicos de TBI na postura sentada, cujos resultados foram comparados com medidas experimentais feitas com câmaras de ionização posicionadas sobre sete regiões corpo. Para esses procedimentos foram utilizadas unidades telecobaltoterapia. Os resultados calculados apresentaram uma diferença relativa de até 3,92% em relação às medidas experimentais.

Dominique et. al. (1995) calcularam a dose absorvida na Irradiação de Corpo Inteiro com Cobalto-60 para pacientes em decúbito dorsal e ventral com o intuito de avaliar a distribuição da dose em posturas diferenciadas considerando o conforto do paciente. A distribuição da dose com a profundidade foi avaliada a partir de medidas com câmaras de ionização em um *phantom* de água e então comparadas com medidas feitas com raios gama de 6 MV. Os resultados mostraram que, ao contrário dos tratamentos na postura sentada, não há a necessidade de uso de objetos compensadores além dos utilizados para a atenuação da radiação no pulmão. Além disso, foi proposto que os procedimentos de TBI fossem realizados com cabeçotes de unidades de Cobalto-60 fixados em salas de tratamento já que não foram observadas diferenças significativas na dose absorvida em relação aos raios gama de 6 MV produzidos em aceleradores lineares, sendo assim uma alternativa economicamente mais viável.

Evans et. al. (2006) sugeriram a acomodação de um acelerador linear de 10 MV e o cabeçote de uma unidade de telecobalto na mesma sala de tratamento. Para isso, o cabeçote foi fixado no teto da sala para que fossem oferecidos tratamentos de TBI para pacientes na postura deitada a uma distância de 220 cm da fonte. Foram realizados 130 desses procedimentos ao longo de quatro anos que evidenciaram a viabilidade dessa logística já que não foi necessária uma excessiva reforma estrutural.

O uso de simulações computacionais para a melhoria de procedimentos de radioterapia utilizando Cobalto-60 foi sugerido, além de outros autores, por Ribeiro (2011) que utilizou o código MCNP5 para avaliar a distribuição de dose com a profundidade. Os valores calculados nas simulações foram comparados com medidas experimentais feitas com câmaras de ionização e não superaram uma diferença de 3,06%.

Serban et. al. (2015) propuseram o desenvolvimento de compensadores de pulmão para procedimentos de Irradiação de Corpo Inteiro utilizando o Cobalto-60 a partir de um código computacional baseado no Método de Monte Carlo. Nesse trabalho o paciente foi representado por um banco de imagens de tomografia computadorizada. O compensador para o pulmão criado a partir dos resultados das simulações reduziu a heterogeneidade da dose dentro de -5% a 10% da dose prescrita.

O código computacional MCNP5 também foi utilizado por Giglioli (2012) para a representação da estrutura interna do cabeçote de um acelerador linear para a simulação do espectro de fótons de 6 MV empregado em casos clínicos que utilizam campos grandes e irregulares. A validação do espectro produzido na simulação foi feita a partir da comparação das medidas de porcentagem de dose profunda feitas com câmaras de ionização. As

simulações apresentaram concordância com as medidas experimentais o que permitiu a simulação de casos clínicos, entre eles, o de Linfoma de Hodgkin.

Essas simulações também podem ser úteis para prever os riscos associados a procedimentos que utilizam fótons de alta energia. Chacarova et. al. (2013) avaliaram a aplicabilidade da simulação computacional para o cálculo de distribuição de dose tridimensional em um procedimento de Irradiação de Corpo Todo com fótons de 15 MV utilizando um software baseado no Método de Monte Carlo. A simulação do tratamento foi feita a partir de imagens de tomografia computadorizada de um paciente na postura deitada, que permitiram conhecer a maneira como a dose foi distribuída. Os resultados se mostraram de acordo com medidas experimentais feitas com câmaras de ionização inseridas nas cavidades de um simulador antropomórfico físico, validando assim o uso de simulações para a estimativa da dose absorvida.

1.2. OBJETIVO GERAL

Elaborar cenários de exposição em âmbito computacional para procedimentos de Irradiação de Corpo Inteiro que utilizam a Cobaltoterapia e aceleradores lineares de 6 MV para estimar as doses equivalente e efetiva utilizando o código de transporte de radiação *Monte Carlo N-Particle Extended* (MCNPX) e os simuladores antropomórficos híbridos adultos masculino (UFHADM) e feminino (UFHADF) em diferentes posturas (sentado e deitado) nas geometrias de irradiação antero-posterior (AP), pósterio-anterior (PA), lateral direito (RLAT) e lateral esquerdo (LLAT).

1.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Modelar computacionalmente cenários de Irradiação de Corpo Inteiro para o tratamento de pacientes nas posturas sentada e deitada;
- Simular o espectro de fótons para a estimativa da dose absorvida na água com a profundidade e utilização desse espectro para o cálculo da dose absorvida na entrada da pele de pacientes submetidos a procedimentos de TBI para a comparação com dados experimentais encontrados na literatura e validação das simulações;

-
- Calcular as variações na dose equivalente e efetiva com a modificação da energia do feixe de fótons, quantidade de fontes utilizadas para a Irradiação de Corpo Inteiro, escolha de diferentes posturas para o tratamento e alterações no cenário de exposição.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. PRODUÇÃO DE RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA

2.1.1. BREMSSTRAHLUNG

Quando elétrons passam próximo ao núcleo atômico, eles são fortemente atraídos e defletidos pelo campo elétrico nuclear. A mudança na trajetória provoca uma variação em sua velocidade onde parte da energia se propaga na forma de radiação eletromagnética, chamada de Bremsstrahlung ou radiação de freamento, como mostra a Figura 1 (POWSNER, 2006; KHAN, 1994). A produção de radiação eletromagnética quando uma carga elétrica sofre aceleração já era prevista pelas equações de Maxwell (SCAFF, 1997).

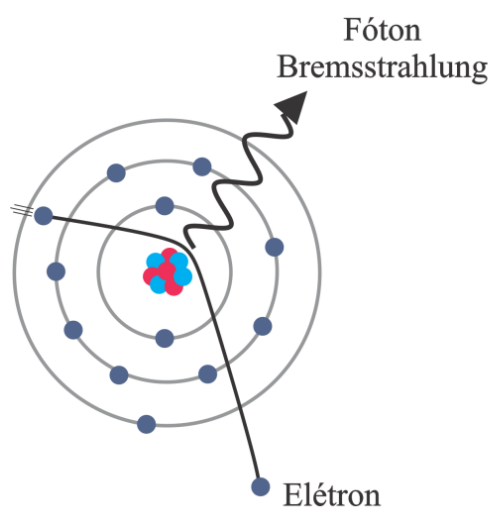


Figura 1: Produção de Bremsstrahlung pela interação de um elétron com o campo nuclear.

A energia e o ângulo com que esses fótons são emitidos são funções da energia cinética da partícula carregada e de sua aproximação do núcleo, que por poderem assumir quaisquer valores, o feixe de fótons possui um espectro contínuo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A probabilidade para que ocorra a produção de Bremsstrahlung cresce com o quadrado número atômico do material (Z^2), essa dependência se justifica pela interação coulombiana ocorrer na vizinhança nuclear (KHAN, 1994).

2.1.2. RAIOS X CARACTERÍSTICOS

Feixes de fótons ou elétrons podem colidir com os átomos um material provocando a ejeção de um elétron de um orbital interno K, ionizando o átomo. A vacância criada na camada K é preenchida por um elétron da camada L e assim sucessivamente até que todas as camadas internas sejam ocupadas, podendo também ocorrer transições da camada M para K (SCAFF, 1997; KHAN, 1994; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Assim como um fóton é emitido quando um elétron em um estado excitado retorna ao estado fundamental devido à desaceleração, um fóton na faixa de energia dos raios X é emitido nas transições das camadas mais internas do átomo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010) como mostra a Figura 2. O espectro dos fótons emitidos é discreto e característico do material, e por este motivo recebem o nome de raios X característicos (TURNER, 2007).

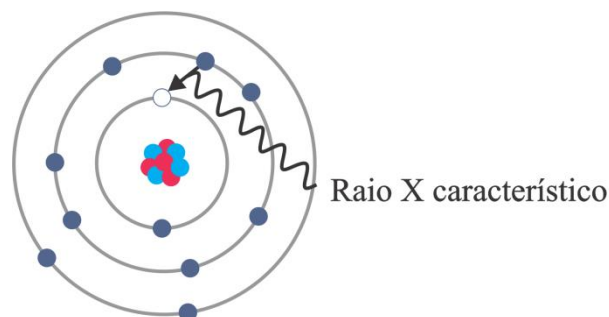


Figura 2: Produção de radiação característica pelo rearranjo dos elétrons nas camadas atômicas.

Para materiais de baixo número atômico, a emissão do fóton compete com a emissão de um segundo elétron da camada L, deixando duas vacâncias nessa camada. O elétron ejetado é chamado de elétron Auger, que possui energia cinética de mesmo módulo da energia do raio X característico que seria emitido (TURNER, 2007; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

2.1.3. RAIOS GAMA

Após os decaimentos α e β alguns núcleos radioativos ainda se mantêm instáveis por um excesso de energia que é emitido na forma de um ou mais fótons chamados de raios gama (γ) como ilustrado na Figura 3. Recebem esse nome por ter sido o terceiro tipo de radiação a ser descoberto. O espectro de energia dos raios γ é discreto, característico do radionuclídeo que o emitiu (SCAFF, 1997; POWSNER, 2006; PODGORSK, 2005; TURNER, 2007).

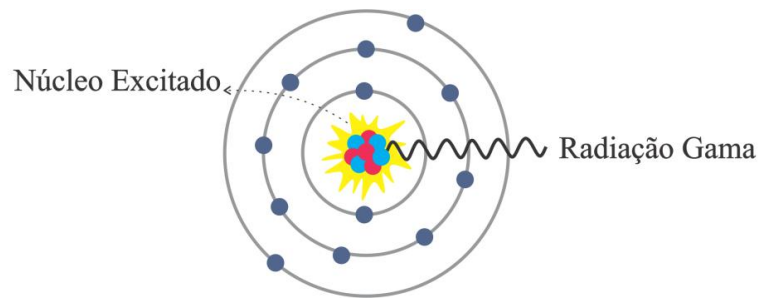
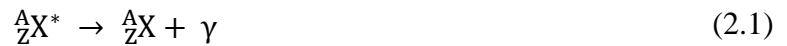


Figura 3: Desexcitação do núcleo pela emissão de um raio gama.

Em geral, o tempo para que o núcleo no estado excitado (${}^A_ZX^*$) decaia para seu estado fundamental (A_ZX) é de 10^{-15} a 10^{-9} s (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). O esquema de decaimento é mostrado na equação a seguir.



Em alguns casos, os núcleos filhos não emitem o excesso de energia imediatamente, permanecendo excitados por algum período de tempo em um estado metaestável (m). A transição para o estado fundamental é isomérica, pois não há alteração no número atômico (Z) e no número de massa (A). (TURNER, 2007; KHAN, 1994; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).



Na equação (2.2) o núcleo metaestável e o núcleo final do processo são chamados de isômeros.

2.2. INTERAÇÃO DOS FÓTONS COM A MATÉRIA

Por serem eletricamente neutros, fótons percorrem grandes distâncias antes de interagirem com a matéria (YOSHIMURA, 2009). Quando interagem com os átomos de um material podem ser parcialmente ou completamente absorvidos por ele, serem espalhados com ou sem perda de energia (TURNER, 2007). A energia transferida promove a ionização ou a excitação do átomo e consequentemente a liberação de partículas carregadas, por esse motivo os fótons são classificados como radiação indiretamente ionizante (KHAN, 1994).

A probabilidade de um fóton interagir por unidade de distância depende de sua energia e do Z do material. As principais interações são por Efeito fotoelétrico que predomina para materiais de alto número atômico, por Efeito Compton para materiais de baixo número atômico, Produção de Pares para fótons de alta energia e Reação Fotonuclear (TURNER, 2007; POWSNER, 2006) como pode ser visto na Figura 4. Além desses, foram postulados outros nove processos de interação (SCAFF, 1997).

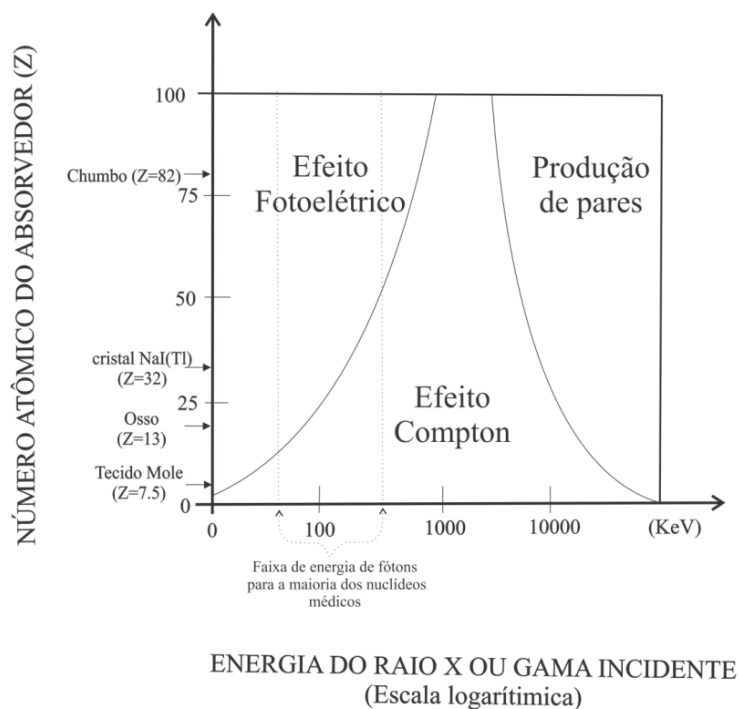


Figura 4: Efeitos predominantes de interação dos fótons com a matéria (adaptado de POWSNER, 2006).

2.2.1. EFEITO FOTOELÉTRICO

O efeito fotoelétrico ocorre quando fótons na faixa dos raios X e gama interagem com elétrons de orbitais internos do átomo transferindo a ele toda sua energia provocando a ionização do átomo. O elétron ejetado recebe o nome de fotoelétron, esse processo é ilustrado na Figura 5. O efeito predomina para raios X ou gama de baixa energia ao interagirem com materiais de alto Z (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

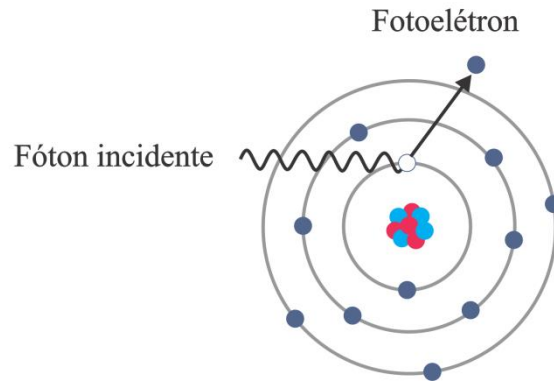


Figura 5: Efeito fotoelétrico produzido por fótons ionizantes.

A energia cinética do fotoelétron é dada por

$$K = h\nu - \omega - K_{at} = h\nu - \omega \quad (2.3)$$

em que, K_{at} é a energia cinética causada pelo recuo do átomo, que por ser muito próxima de zero, pode ser desconsiderada na equação. Como mostra a equação (2.3) K não depende do ângulo de espalhamento (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; ATTIX, 1991).

Para que o momento seja conservado

$$\vec{p}_{\text{fóton}} = \vec{p}_e + \vec{p}_{at} \quad (2.4)$$

em que, $\vec{p}_{\text{fóton}}$, \vec{p}_e e \vec{p}_{at} são respectivamente o momento do fóton, do fotoelétron e do átomo. Na equação (2.4) o momento do átomo não é desprezível porque a massa do átomo é maior que a do elétron (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; ATTIX, 1991).

Para fótons de baixa energia (menor que 0,5 MeV) o ângulo de espalhamento dos fotoelétrons é próximo de 90° , direção do vetor campo elétrico do fóton. Com o aumento da

energia esses ângulos se tornam cada vez menores (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; ATTIX, 1991).

Para a seção de choque do efeito fotoelétrico (τ) não uma expressão analítica que descreva a probabilidade de interação (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; ATTIX, 1991). Sabe-se que seção de choque para fótons de até 0,1 MeV obedece à seguinte relação de proporcionalidade

$$\tau \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (2.5)$$

A emissão do fotoelétron provoca a ionização do átomo, a desexcitação ocorre pela captura de um elétron livre ou pelo rearranjo dos elétrons, provocando a emissão de raios X característicos ou elétrons Auger (KNOLL, 2000; KHAN, 1994).

2.2.2. EFEITO COMPTON

O efeito Compton, também conhecido com espalhamento incoerente, ocorre quando um fóton interage com um elétron em repouso fracamente ligado transferindo a ele, momento e energia. Em consequência, o fóton é espalhado com comprimento de onda maior em um ângulo ϕ , que pode variar de 0° a 180° , em relação à sua trajetória inicial como mostra a Figura 6. A energia perdida pelo fóton provoca a ionização do átomo. O elétron ejetado é chamado de elétron Compton que é espalhado em um ângulo θ com energia cinética relativística. A diferença entre as energias do fóton incidente e do elétron Compton resultam na energia do fóton espalhado (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; KHAN, 1994, POWSNER, 2006).

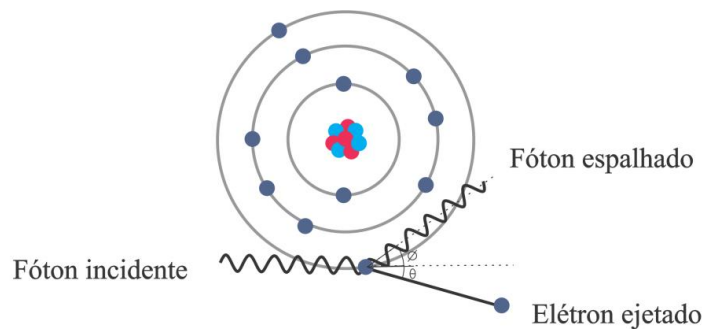


Figura 6: Espalhamento Compton.

A descrição desse efeito está dividida em aspectos cinemáticos, que se referem aos ângulos de espalhamento e energia transferida no processo, e seções de choque, que preveem a probabilidade do efeito Compton ocorrer ou não (ATTIX, 1991).

As equações que relacionam a energia transferida e o ângulo de espalhamento são obtidas pelas relações (2.6) e (2.7) para a conservação da energia e momento (TURNER, 2007) a seguir:

$$E + m_0c^2 = E' + E_e' \quad (2.6)$$

$$p + p_e = p' + p_e' \quad (2.7)$$

em que E é a energia fóton incidente, m_0c^2 a massa de repouso do elétron, c a velocidade da luz, E' a energia do fóton espalhado, E_e' a energia relativística total do elétron, p o momento do fótons antes da interação, p_e momento do elétron antes da interação, p' momento do fóton depois da interação e p_e' o momento do elétron depois da interação.

A partir da Figura 6 observa-se que para a equação (2.7) não há contribuição do momento das partículas no eixo vertical antes da interação já que o fóton se move horizontalmente e o elétron está em repouso ($p_e = 0$) (TURNER, 2007), como mostram as equações que se seguem.

$$p \sin 0 + p_e \sin 0 = p' \sin \varphi - p_e' \sin \theta \quad (2.8)$$

$$0 = p' \sin \varphi - p_e' \sin \theta \quad (2.9)$$

$$\sin \theta = \frac{p}{p_e'} \sin \varphi \quad (2.10)$$

a partir da identidade trigonométrica $\cos \alpha = \sqrt{1 - (\sin \alpha)^2}$ a equação (2.10) é reescrita em função do cosseno.

$$\cos \theta = \sqrt{1 - \left(\frac{p}{p_e'} \sin \varphi\right)^2} \quad (2.11)$$

Para a componente horizontal da equação (2.7), temos:

$$p = p' \cos \varphi + p_e' \cos \theta \quad (2.12)$$

Substituindo (2.11) em (2.12)

$$p = p' \cos \varphi + p_e' \sqrt{1 - \left(\frac{p}{p_e'} \sin \varphi\right)^2} \quad (2.13)$$

Sabendo que para fótons o momento pode ser expresso como $p = E/c$, p e p' foram reescritos na equação (2.13) em termos da energia. Após algumas manipulações algébricas obteve-se que

$$(E - E' \cos \varphi)^2 = p_e'^2 c^2 - E'(\sin \varphi)^2 \quad (2.14)$$

$$p_e'^2 c^2 = E^2 + E'^2 - 2EE' \cos \varphi \quad (2.15)$$

Para a equação (2.6), que garante a conservação da energia, é conhecido que a energia relativística total do elétron é dada por $(E_e')^2 = c^2 p^2 + m_0^2 c^4$, que substituído em (2.6) resulta em

$$E + m_0 c^2 = E' + \sqrt{c^2 p^2 + m_0^2 c^4} \quad (2.16)$$

$$(E + m_0 c^2 - E')^2 = \left(\sqrt{c^2 p^2 + m_0^2 c^4} \right)^2 \quad (2.17)$$

$$\left(\frac{1}{E'} - \frac{1}{E} \right) m_0 c^2 = (1 - \cos \varphi) \quad (2.18)$$

$$E' = \frac{E}{1 + \frac{E}{m_0 c^2} (1 - \cos \varphi)} \quad (2.19)$$

A equação (2.18) pode ser reescrita em termos do comprimento de onda (λ), sabendo que $E = hc \cdot \lambda^{-1}$, onde h é a constante de Planck.

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda' = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \varphi) = \lambda_c (1 - \cos \varphi) \quad (2.20)$$

em que $\Delta\lambda$ é o deslocamento Compton, que pode variar de zero a $2\lambda_c=0,049\text{\AA}$, onde λ_c é o comprimento de onda Compton (EISBERG; RESNICK, 1994).

A energia cinética do elétron é dada por

$$E - E' = K \quad (2.21)$$

substituindo (2.19) em (2.21) obtemos

$$K = \frac{\frac{E^2}{m_0 c^2} (1 - \cos \varphi)}{1 + \frac{E}{m_0 c^2} (1 - \cos \varphi)} \quad (2.22)$$

A partir da equação (2.22) observa-se que a energia cinética do elétron depende apenas do ângulo de espalhamento do fóton e que quanto maior a energia do fóton incidente maior será a energia cinética do elétron. Além disso, nota-se que o fóton não pode transferir toda sua energia para o elétron o que garante a conservação do momento (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; TURNER, 2007).

Klein e Nishina mostraram que a seção de choque diferencial para o efeito Compton é dada pela equação (2.23) que dá a probabilidade por unidade de ângulo sólido de um fóton ser espalhado com um ângulo φ (SCAFF, 1997; TURNER, 2007).

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} (1 + \cos^2 \varphi) \left\{ \frac{1}{1 + \frac{E}{m_0 c^2} (1 - \cos \varphi)} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{\left(\frac{E}{m_0 c^2} \right)^2 (1 - \cos \varphi)^2}{\left[1 + \frac{E}{m_0 c^2} (1 - \cos \varphi) (1 + \cos^2 \varphi) \right]} \right\} \quad (2.23)$$

em que r_e é o raio clássico do elétron. Integrada, resulta na fórmula de Klein-Nishina que dá a probabilidade de interação por unidade de metro quadrado.

$$\sigma = 2\pi r_e^2 \left\{ \begin{aligned} & \frac{1 + \frac{E}{m_0 c^2}}{\left(\frac{E}{m_0 c^2}\right)^2} \left[\frac{2(1 + \frac{E}{m_0 c^2})}{1 + 2\frac{E}{m_0 c^2}} - \frac{1}{\frac{E}{m_0 c^2}} \ln \left(1 + 2\frac{E}{m_0 c^2} \right) \right] \\ & + \frac{1}{2\frac{E}{m_0 c^2}} \ln \left(1 + 2\frac{E}{m_0 c^2} \right) - \frac{1 + 3\frac{E}{m_0 c^2}}{\left(1 + 2\frac{E}{m_0 c^2}\right)^2} \end{aligned} \right\} \quad (2.24)$$

2.2.3. PRODUÇÃO DE PARES

A produção de pares é uma reação de absorção, na qual fótons de alta energia interagem com o campo Coulombiano nuclear e desaparecem dando lugar ao surgimento de um elétron e um pósitron, como mostra a Figura 7. A energia necessária para que isso aconteça deve ser superior a 1,022 MeV, ou seja, maior que a massa de repouso do par ($2m_0c^2$). Outros pares de partícula-antipartícula também podem ser criados a partir dessa interação desde que essa condição seja satisfeita. (SCAFF, 1997; ATTIX, 1991; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

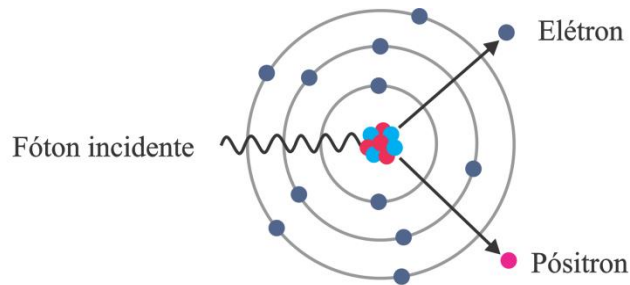


Figura 7: Produção do par elétron-pósitron.

Em casos menos prováveis, o fóton pode interagir com o campo de partículas carregadas. Quando a interação ocorre com o campo de um elétron atômico, além da produção de pares, o elétron é ejetado, esse processo é chamado de produção de tripleto (YOSHIMURA, 2009; OKUNO; YOSHIMURA, 2010; TURNER, 2007).

A energia que excede do fóton após a criação de pares é distribuída na forma de energia cinética entre as partículas. Essa distribuição não é uniforme, a energia cinética do pósitron (K_{e^+}) é ligeiramente superior a do elétron (K_{e^-}) devido à repulsão nuclear, embora ambas sejam emitidas com energia suficiente para a produção de Bremsstrahlung (KHAN, 1994; ATTIX, 1991; OKUNO; YOSHIMURA, 2010; SCAFF, 1997). Em casos extremos é possível

que apenas uma das partículas receba todo o excesso de energia enquanto a outra nenhuma (KHAN, 1994).

Na interação, o núcleo atômico possui uma quantidade de movimento (\vec{p}_{at}) associada, de energia cinética (K_{at}) desprezível, o que garantem a leis de conservação que se seguem (ATTIX, 1991; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$h\nu = 2m_0c^2 + K_{e^-} + K_{e^+} + K_{at} \cong 2m_0c^2 + K_{e^-} + K_{e^+} \quad (2.25)$$

$$\vec{p}_{fóton} = \vec{p}_{e^-} + \vec{p}_{e^+} + \vec{p}_{at} \quad (2.26)$$

O par tende a ser emitido na direção do fóton incidente quanto maior a energia deste. Embora o elétron e o pósitron não façam o mesmo ângulo em relação à direção do fóton, o ângulo médio ($\bar{\theta}$) pode ser estimado como uma função da energia cinética média (\bar{K}) das partículas, que são semelhantes embora suas energias cinéticas não sejam necessariamente iguais (ATTIX, 1991; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$\bar{K} = \frac{h\nu - 1,022 \text{ MeV}}{m_0c^2} \quad (2.27)$$

$$\bar{\theta} = \frac{m_0c^2}{\bar{K}} \quad (2.28)$$

Como o efeito ocorre próximo ao núcleo, a probabilidade para esse processo cresce com o número atômico do material (SCAFF, 1997; KHAN, 1994). Não há uma equação simples para a seção de choque na produção de pares, mas sabe-se que a probabilidade aumenta com Z^2 (TURNER, 2007; KNOLL, 2000).

2.2.4. REAÇÕES FOTONUCLEARES

Fótons muito energéticos podem interagir com um núcleo atômico e serem absorvidos por ele. O processo de desexcitação do núcleo pode ocorrer pela emissão de um nêutron (γ, n), ou um próton (γ, p), ou uma partícula alfa (γ, α), entre outras, desde que seja superada a energia de ligação das mesmas. Esse mecanismo de interação constitui uma reação fotonuclear

também chamada de reação de fotodesintegração (ATTIX, 1991; TURNER, 2007) como mostra a Figura 8.

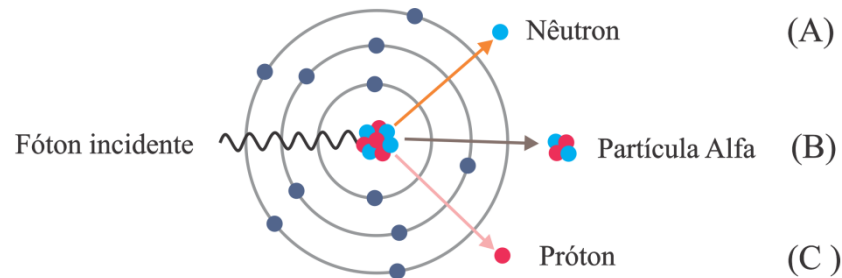


Figura 8: Reações Fotonucleares. Em (A) ocorre a emissão de um nêutron; em (B) a emissão de uma partícula alfa; em (C) a emissão de um próton. Os processos (A), (B) e (C) não ocorrem simultaneamente.

A energia cinética das partículas emitidas é dada pela diferença de energia do fóton incidente e a energia de ligação (TURNER, 2007).

$$K = h\nu - E_{\text{ligação}} \quad (2.29)$$

Embora probabilidade de interação por reação fotonuclear seja bem menor que os efeitos discutidos nas seções anteriores, a produção de nêutrons em aceleradores lineares médicos são significativos. Nesses equipamentos é possível gerar fótons com energia superior a 10 MeV, o que resulta na produção de nêutrons em salas de tratamento de radioterapia. Embora a dose absorvida por nêutrons seja consideravelmente menor se comparada aos fótons, o excesso de dose representa uma preocupação para a proteção radiológica (ATTIX, 1991; PODGORSK, 2005; TURNER, 2007).

2.3. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

2.3.1. FLUÊNCIA

A fluência (Φ) determina o número de fótons dN que incidem em uma esfera imaginária de seção de choque de área dA . Essa representação do meio é uma referência para uma área perpendicular à direção de cada partícula incidente (ICRU, 2011; KHAN, 1994).

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.30)$$

De acordo com o Sistema Internacional de unidades (SI) a fluência é medida em partículas·m⁻².

2.3.2. DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida (D), ou apenas dose, quantifica o valor esperado para a energia média ($d\bar{\epsilon}$) depositada em um volume de massa infinitesimal (dm), para radiações direta e indiretamente ionizantes, para quaisquer material, energia e geometrias de irradiação (ICRU,2011; KHAN; 1994).

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.31)$$

A antiga unidade utilizada para dose absorvida era o rad (*radiation absorbed dose*), que equivale a 10⁻² J/kg em unidades do SI. De acordo publicação nº 85 da ICRU (*International Commission on Radiation Units & Measurements*), a unidade de dose (J·kg⁻¹) recebe o nome de Gray (Gy) em homenagem ao pioneiro na física radiológica L. H. Gray (ICRU, 2011; ICRP, 2007; ATTIX, 1991).

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \frac{\text{J}}{\text{kg}} = 10^{-2} \text{ Gy} = 1 \text{ cGy} \quad (2.32)$$

Pela equivalência entre o rad e a subunidade centigray (cGy), a dose é usualmente expressa em cGy (KHAN, 1994).

2.3.3. TAXA DE DOSE

A taxa de dose (\dot{D}) mensura a dose absorvida (dD) por um volume em um intervalo de tempo (dt). De acordo com o SI a unidade para a taxa de dose é J·kg⁻¹·s⁻¹, mas pela mesma consideração feita na seção anterior, \dot{D} é expressa em Gy·s⁻¹.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.33)$$

2.3.4. DOSE EQUIVALENTE (H_T) E FATOR DE PESO DA RADIAÇÃO (w_R)

Para limitar a dose em um órgão ou tecido é calculada a dose equivalente (H_T) nesse volume. A dose equivalente é o produto da dose média absorvida por um tecido T exposto a uma radiação R pelo fator de peso dessa radiação (w_R). Para os casos em que vários tipos de radiação contribuem para dose em um tecido, H_T é dado pelo somatório para todas as contribuições das radiações (ICRP, 2007; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.34)$$

A unidade no SI para H_T é $J \cdot kg^{-1}$, mas recebe o nome especial de Sievert (Sv). Os fatores de ponderação são adimensionais e seguem a definição da publicação nº 103 da ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) como mostra a Tabela 1.

Tabela 1: Fatores de peso da radiação de acordo com publicação nº 103 da ICRP (2007).

Tipo de Radiação	Fator de peso da radiação (w_R)
Fótons	1
Elétrons e muons	1
Prótons e Píons carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	Uma função contínua como função da energia de nêutrons

2.3.5. DOSE EFETIVA (E) E FATOR DE PESO DO TECIDO (w_T)

A probabilidade de indução de efeitos estocásticos no corpo humano cresce com o aumento da dose absorvida, por esse motivo há a necessidade de estabelecer limites de exposição do corpo todo à radiação (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A grandeza de proteção, dose efetiva (E), determina o comprometimento total do corpo considerando as contribuições individuais das doses absorvidas em órgãos e tecidos por todos os tipos de

radiação. É determinada pelo somatório das doses equivalentes multiplicadas pelo fator de peso dos tecidos (w_T). Assim como a dose equivalente, a dose efetiva é medida em Sievert (ICRP, 2007).

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.35)$$

Os fatores de ponderação de órgãos e tecidos determinam sua sensibilidade à radiação ionizante. A soma de todos os fatores é igual a um, o que garante que a dose equivalente e a efetiva sejam numericamente iguais em procedimentos em que a dose deve ser uniforme (BUSHBERG et. al., 2012). Os valores de w_T são definidos na publicação nº 103 da ICRP, como mostra a Tabela 2, válidos para homens e mulheres de todas as idades.

Tabela 2: Fator de peso de órgãos e tecidos de acordo com a publicação nº 103 da ICRP (2007).

Tecido	$\sum w_T$	
Medula vermelha, cólon, pulmão, estômago, mamas e órgãos remanescentes*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado e tireoide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares e pele	0,01	0,04
Total		1,00

* Os órgãos remanescentes são compostos por: adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, musculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero.

2.4. DISTRIBUIÇÃO DE DOSE

2.4.1. REGIÃO DE *BUILDUP*

Um feixe externo de fótons é pouco atenuado próximo à pele de um paciente devido à sua capacidade de penetração no meio. À medida que esses fótons interagem, são liberados elétrons nas ionizações que irão depositar a maior parte de sua energia em uma profundidade próxima a de seu alcance (OKUNO;YOSHIMURA, 2010). Na região entre a superfície e essa profundidade há um crescimento na fluência de elétrons e também da dose absorvida até que seja atingido um valor máximo. Como a fluência de fótons decresce com a profundidade, a de

elétrons também irá decrescer (SCAFF, 1997; KHAN, 2003). Esse processo está ilustrado na Figura 9.

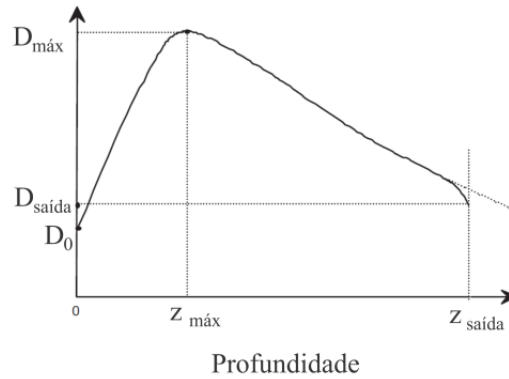


Figura 9: Dose absorvida por um volume irradiado com um feixe de fótons. (adaptado de PODGORSK, 2005)

O crescimento de dose na profundidade de 0 até $z_{máx}$ é chamada de região de *buildup* (região de *crescimento*). Para feixes de fótons mais energéticos o pico se desloca para a direita, ocorrendo em uma profundidade maior (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; PODGORSK, 2005).

2.4.2. EQUILÍBRIO ELETRÔNICO

Na profundidade de dose máxima, os elétrons gerados das interações dos fótons com a matéria devem depositar toda sua energia em um volume infinitesimal dV do meio. Quando o número de partículas secundárias que entram em dV e depositam sua energia é compensado pelo número de elétrons de mesma energia que deixa o volume sem interagir, é atingido o equilíbrio eletrônico (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; DANCE et. al, 2014) como mostra a Figura 10.

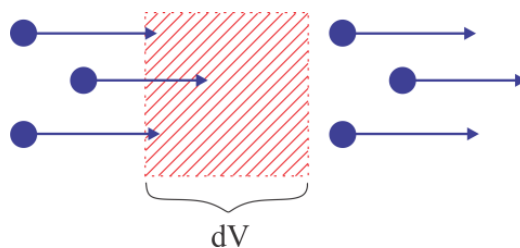


Figura 10: Equilíbrio eletrônico.

2.4.3. PORCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA

Para caracterizar a distribuição de dose ao longo do eixo central do feixe, é calculada a porcentagem de dose absorvida por câmaras de ionização em um *phantom* de água em relação à dose em uma profundidade de referência, essa quantidade é chamada de Porcentagem de Dose Profunda (PDP). Na prática clínica, a profundidade de referência é a de equilíbrio eletrônico, onde ocorre o máximo de dose (KHAN, 1994). A Figura 11 mostra como é feita essa medida.

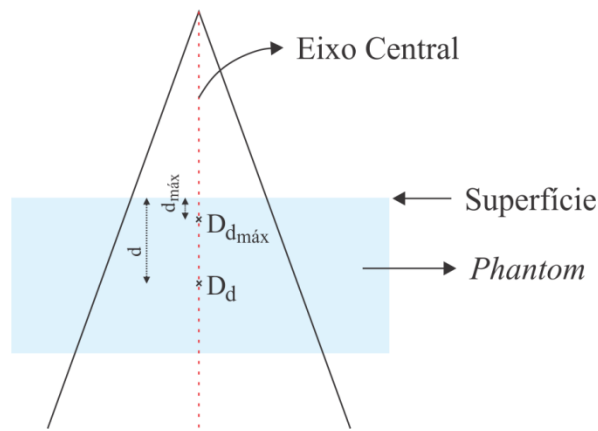


Figura 11: Esquema de obtenção da PDP em uma profundidade “d” normalizada para profundidade de equilíbrio eletrônico (adaptada de KHAN, 1994)

A curva de PDP é obtida pela normalização da dose em todas as profundidades de interesse em relação à dose na profundidade de equilíbrio eletrônico através da equação (2.36)

$$PDP = \frac{D_d}{D_{d_{\max}}} \times 100 \quad (2.36)$$

A PDP é uma função da energia do feixe, da profundidade, do tamanho do campo, da distância do foco-superfície e do sistema de colimação do feixe (KHAN, 1994).

2.4.4. PERFIS DE DOSE

A medida da dose ao longo eixo central não é suficiente para descrever a distribuição da dose no paciente, também é necessário conhecer a distribuição de dose na direção perpendicular ao eixo central, e para isso devem ser determinados os perfis de dose, também

chamados de razão *Off-axis* (*Off-Axis Ratio* – OAR). Esse fator é dado pela dose em um ponto fora do eixo central normalizado em relação à dose no eixo à mesma profundidade.

$$\text{OAR} = \frac{D_r}{D_{d_{\text{máx}}}} \quad (2.37)$$

Geralmente as medidas são feitas na profundidade de dose máxima, como mostra a Figura 12, e a 10 cm da superfície, uma vez que a essa profundidade é possível conseguir um achatamento do feixe dentro $\pm 3\%$ do valor da dose no eixo central até 1 cm da borda do campo, o que é útil para a verificação dos protocolos de calibrações dos equipamentos de radioterapia (KHAN, 2003).

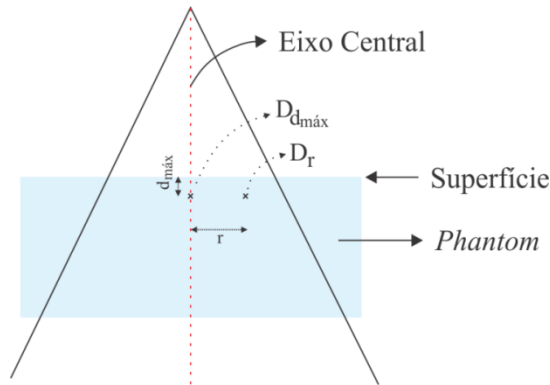


Figura 12: Fator Off-axis à profundidade de dose máxima a uma distância “r” do eixo central.

2.5. UNIDADES DE TELETERAPIA

2.5.1. TELECOBALTO

Em outubro de 1951, em Londres, foi produzido artificialmente em um reator nuclear o primeiro radioisótopo para o uso em serviços de teleterapia, o Cobalto-60 pelo bombardeamento do Cobalto-59 com nêutrons. (DYK, 2000; HENDEE et. al., 2005).

O Cobalto-60 é um isótopo instável que decai por emissão β^- em um estado excitado do Níquel-60, que por sua vez decai para seu estado fundamental emitindo dois raios gama em cascata de 1,17 e 1,33 MeV com probabilidades quase iguais, como mostra a Figura 13. O tempo de meia-vida do ^{60}Co é de 5,261 anos (SCAFF, 1997).

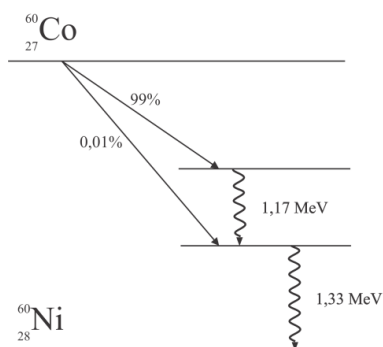


Figura 13: Esquema de decaimento do Cobalto-60 (adaptado de SCAFF, 1997).

Em 1952, foi criada a primeira unidade de telecobalto e antes disso só eram utilizadas em radioterapia, unidades de tele-radium, que continham o Rádio-226. Como o feixe de radiação produzido por esse nuclídeo era de baixa intensidade, foi considerado inadequado para os procedimentos clínicos (SCAFF, 1997; HENDEE et. al., 2005).

As fontes de Cobalto-60, armazenadas em cápsulas fabricadas em aço inoxidável de 1 a 2 cm de diâmetro, possuem atividade de $1,11 \times 10^{14}$ a $4,44 \times 10^{14}$ Bq, o que é controlado pelo tempo que o Cobalto-59 foi exposto a nêutrons (DYK, 1999). Como a emissão dos raios gama é isotrópica, é necessário que parte do feixe seja blindado, o que é feito com uso de chumbo e urânio. Na direção por onde os fótons devem ser emitidos há uma fina chapa de aço pela qual os fótons que a atravessam são fracamente atenuados (SCAFF, 1997; HENDEE et. al., 2005).

A Figura 14 ilustra de maneira simplificada o cabeçote de uma unidade de telecobalto do modelo Theratron-780.

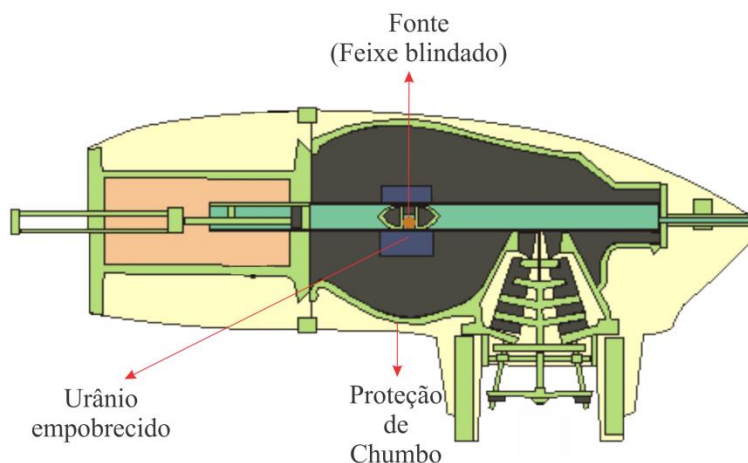


Figura 14: Cabeçote de uma unidade de telecobalto (adaptado de DYK, 2000).

No final do século XX, as unidades de cobaltoterapia começaram a entrar em desuso devido ao surgimento dos aceleradores lineares de uso médico por produzirem feixes de radiação mais energéticos. Em uma pesquisa desenvolvida por Castro e Silva (2007) foi realizado um mapeamento do número de equipamentos de radioterapia dos Departamentos Regionais de Saúde (DRS) do estado de São Paulo, foram registrados 76 equipamentos dos quais 53 eram aceleradores lineares e 23 eram unidades de telecobalto. Embora essas unidades ainda sejam utilizadas em países em desenvolvimento por ser um tratamento mais econômico, estão praticamente extintas nos Estados Unidos (PAGE et. al., 2013).

2.5.2. ACELERADOR LINEAR

A partir de 1960, aceleradores lineares de uso médico foram produzidos e comercializados passando a ser utilizados em serviços de radioterapia. Nesses equipamentos, elétrons são acelerados e podem atingir energia cinética de 4 a 35 MeV. Quando o feixe de elétrons produzido colide com um alvo, produz radiação de freamento com energia muito superior aos raios gama emitidos no decaimento do Cobalto-60 (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983).

Na máquina, o feixe de elétrons é produzido a partir do aquecimento de um filamento metálico, que é ionizado, emitindo elétrons que são levados por ondas de radiofrequência por uma guia de onda no tubo acelerador. As ondas possuem frequência de aproximadamente 3000 MHz e são produzidas por estruturas chamadas *Magnetrons* para aceleradores de baixas energias (até 10 MeV) ou *Klystrons* para aceleradores de energias superiores a 10 MeV (SCAFF, 2010; HENDEE et. al., 2005).

De maneira simplificada, o tubo acelerador é constituído por um conjunto de discos metálicos com orifícios centrais espaçados de forma variável por onde passam as guias de onda, como mostra a Figura 15. Entre os discos é estabelecida uma diferença de potencial, que faz com que o elétron seja acelerado em direção à placa positiva, conseguindo ultrapassá-la. Esse mesmo elétron é sujeito à diferença de potencial do segundo par de placas é ainda mais acelerado, e assim sucessivamente até o final do tubo. A velocidade de propagação das ondas de radiofrequência aumenta com o espaçamento dos discos (SCAFF, 2010).

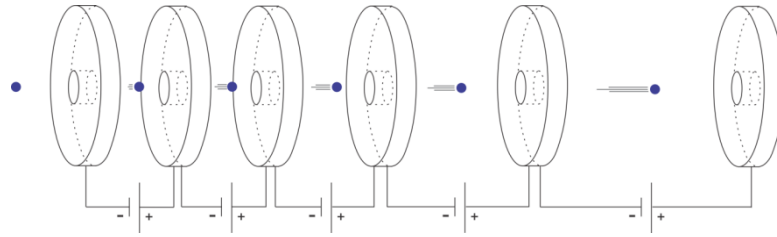


Figura 15: Discos paralelos em tubo acelerador (adaptado de SCAFF, 1997).

Os elétrons acelerados colidem com um alvo de material de número atômico alto, normalmente de tungstênio, de espessura suficiente para freá-los. Na colisão com o material do alvo são produzidos fótons por *Bremsstrahlung*. O feixe de fótons passa por um filtro achatador (*flattening filter*) para a uniformização do feixe e em seguida é colimado pra o uso clínico (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983; HENDEE et. al., 2005). Esses e outros componentes de um acelerador linear são mostrados na Figura 16.

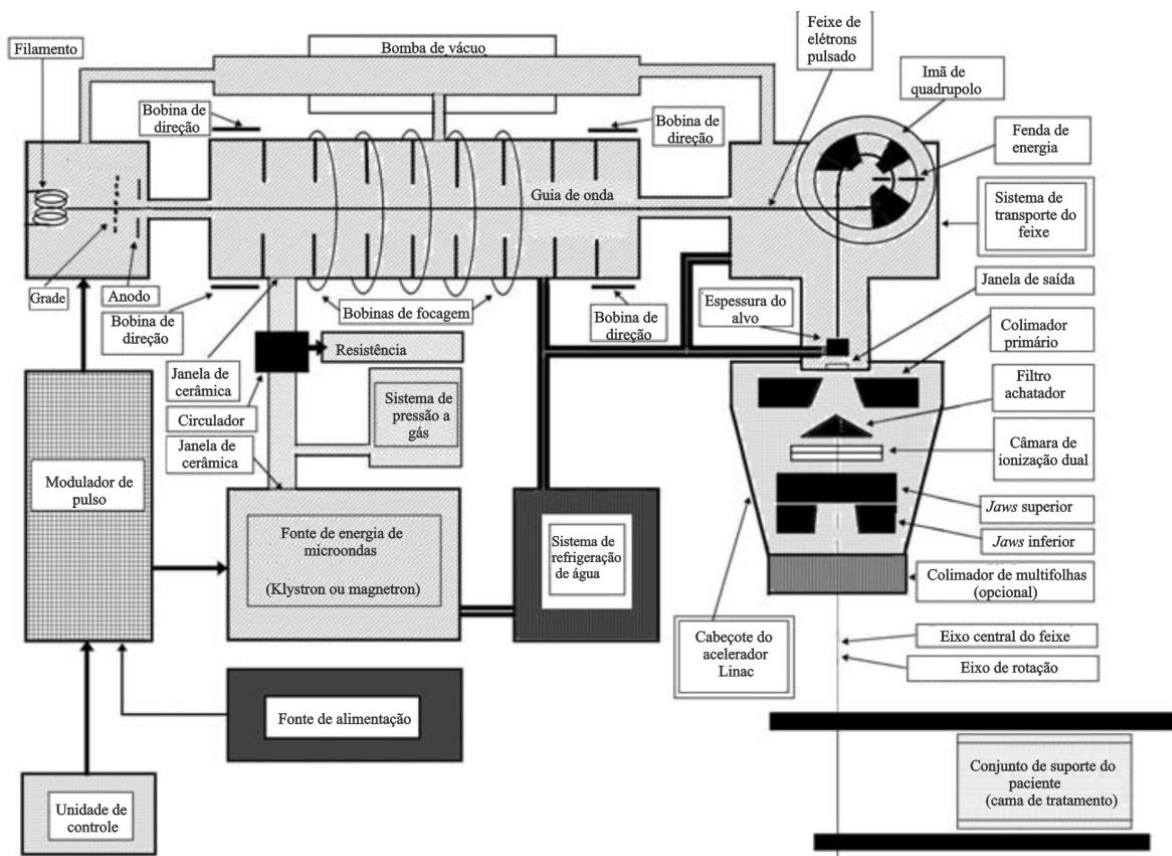


Figura 16: Estrutura interna de um acelerador linear.

2.6. IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO

A Irradiação de Corpo Inteiro (*Total Body Irradiation – TBI*) é uma técnica especial da radioterapia que faz parte do condicionamento de transplante de medula óssea no qual é necessário no tratamento de pacientes diagnosticados com leucemia, linfoma, doenças auto-imunes, mieloma múltiplo, entre outras. A função desse procedimento é a imunossupressão, ablação da medula e destruição de células malignas no intuito de evitar a rejeição à medula do doador (KHAN, 2003).

Pacientes submetidos à TBI devem receber uma dose em todo o corpo com uma uniformidade de $\pm 10\%$, uma das variáveis que influenciam a distribuição de dose é o posicionamento da fonte. Em alguns casos são utilizadas mais de uma fonte no procedimento, sendo o mais adequado o uso de quatro fontes, mas por ser um procedimento muito dispendioso é pouco utilizado (AAPM, 1986). As fontes podem rotacionar, deslocar-se unidimensionalmente ou estar fixas em relação ao paciente de acordo com os graus de liberdade oferecidos pela máquina de teleterapia, como mostra a Figura 17.

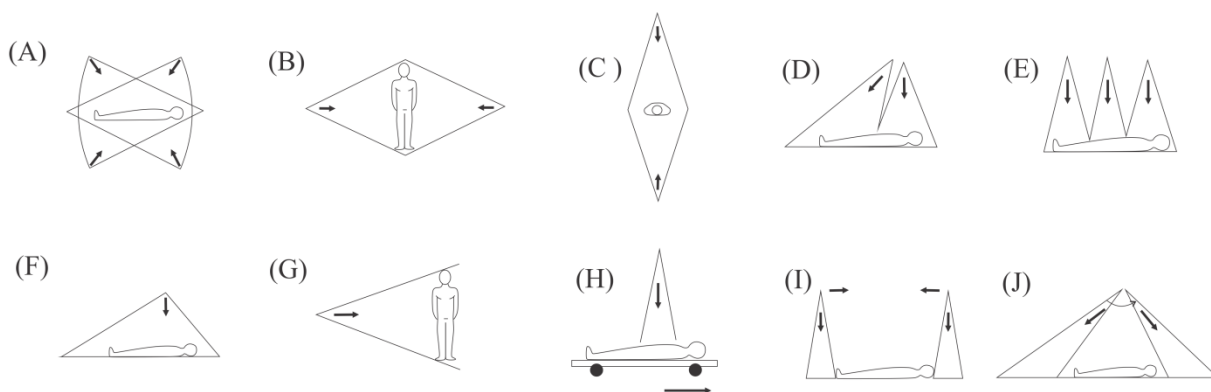


Figura 17: Métodos de Irradiação de Corpo Inteiro. De (A) a (E) são ilustrados processos que utilizam duas ou mais fontes são fixas, em (A) Quatro fontes, (B) Dois feixes horizontais, (C) Dois feixes verticais, (D) Irradiação de meio corpo com feixes direto e oblíquo e (E) Irradiação de meio corpo com feixes diretos adjacentes;. Em (F) e (G) são ilustrados os procedimentos de TBI para (F) curta e (G) longa distância do foco a superfície; Em (H) o paciente se move horizontalmente em relação à fonte, já em (I) a fonte se move horizontalmente; Em (J) o cabeçote da máquina rotaciona. (adaptado de AAPM, 1986).

Outro fator é a postura do paciente, que para a escolha deve ser considerado o conforto do mesmo. Os procedimentos mais comuns são de irradiações ântero-posterior (AP) e pósterio-anterior (PA), com o paciente de pé ou deitado sobre uma maca; ou irradiação látero-lateral, com o paciente sentado com os braços rentes ao tronco ou sobre os joelhos (SCAFF, 1997), como mostra a Figura 18.

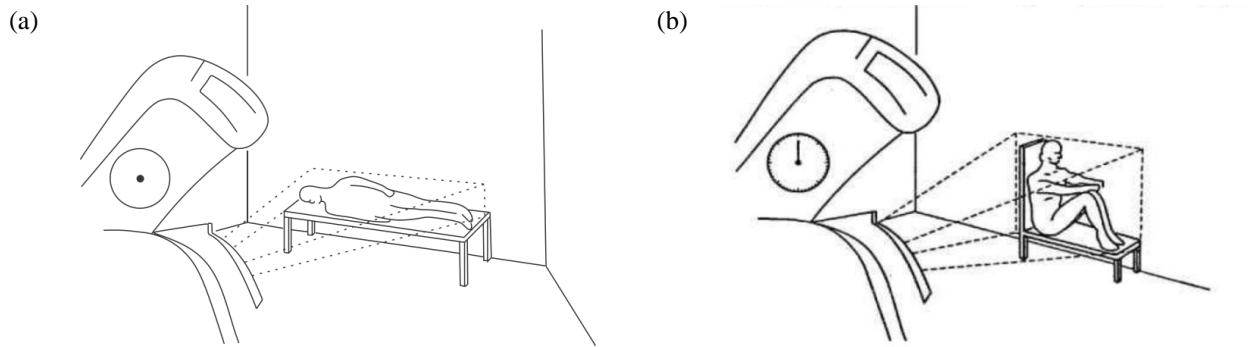


Figura 18: TBI (a) AP/PA e (b) Látero-lateral (adaptado de SCAFF, 1997).

O campo de irradiação é considerado um campo largo por poder atingir um tamanho de até 200 cm x 200 cm na distância de tratamento, que para esse caso mede de 3 a 4 m do foco (da fonte) à superfície do paciente (SCAFF, 1997). Como os campos a serem irradiados são retangulares, a equivalência destes com um campo quadrado é garantida se as geometrias tiverem a mesma razão Área/Perímetro (A/P) através das equações abaixo (KHAN, 1994; AAPM, 1986).

$$A/P = \frac{a \times b}{2(a + b)} \quad (2.38)$$

$$A/P = \frac{L}{4} \quad (2.39)$$

As equações (2.38) e (2.39) representam respectivamente as razões A/P de um retângulo, de lados a e b, e de um quadrado de lado L. Igualando as equações, é obtido o lado do quadrado de área equivalente ao retângulo.

$$L = \frac{2(a \times b)}{(a + b)} \quad (2.40)$$

Em alguns casos é necessário determinar o raio (r) do círculo de área equivalente ao quadrado de lado L, que é determinado de acordo com a equação (2.41) a seguir (KHAN, 1994).

$$r = \frac{4}{\sqrt{\pi}} \cdot A/P = \frac{L}{\sqrt{\pi}} \quad (2.41)$$

Por muitos anos, unidades de telecobalto foram utilizadas para o procedimento de irradiação de corpo inteiro. Com o advento dos acelerados lineares e seu crescente uso em procedimentos de radioterapia, as unidades de cobalto estão sendo progressivamente descomissionadas e os protocolos de TBI adaptados para aceleradores lineares operando em até 10 MV. (KHAN, 2003; SCAFF, 1997). Para energias maiores que essa pode ocorrer subdosagens na superfície do paciente devido o aumento da profundidade de dose máxima (SCAFF, 1997).

Ainda com a preocupação de garantir a uniformidade da dose, na saída do cabeçote dessas unidades de teleterapia são posicionados objetos compensadores fabricados em material de número atômico alto. Para a TBI essa é uma tarefa difícil devido à grande variação de formas e espessuras do corpo (KHAN, 2003). Para a compensação das irregularidades podem ser utilizados *bolus*, material equivalente ao tecido posicionado sobre a pele do paciente (AAPM, 1986). Muitos aceleradores lineares possuem colimadores de multifolhas que são lâminas de tungstênio que se movem de maneira independente para gerar um campo no formato de interesse (KHAN, 2003).

Para verificar se a dose entregue ao paciente está de acordo com o prescrito e sendo devidamente atenuado pelas maneiras descritas no parágrafo anterior, são utilizados dosímetros para medir a dose na entrada e na saída do corpo do paciente, os mais comumente usados são câmaras de ionização e dosímetros termoluminescentes. Esses dosímetros são utilizados para monitorar a dose na cabeça, pescoço, ombro e pernas. Em tratamentos de irradiação lateral é posicionado um dosímetro perto da axila do paciente para medir a dose no pulmão (AAPM, 1986), como mostra a Figura 19.



Figura 19: Câmara de ionização posicionada sobre o paciente para medir a energia depositada no pulmão (SCAFF, 2001).

No entanto, não é possível usar dosímetros para verificar se os limites de dose em órgãos e tecidos do paciente estão sendo respeitados, para isso podem ser utilizados simuladores antropomórficos físicos ou computacionais.

2.7. SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS

Para estimar a dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano em procedimentos de irradiação com feixes internos e externos, foram desenvolvidos simuladores antropomórficos que são representações mais próximas possíveis da anatomia humana adulta e/ou pediátrica. Na literatura é comum utilizar o termo *phantom* para se referir que a esses simuladores que podem ser físicos, utilizados experimentalmente, ou computacionais, utilizados em códigos que simulam o transporte de radiação (ICRP, 2007; KHAN, 1994).

Simuladores físicos são fabricados em materiais de número atômico efetivo (Z_{ef}) próximo ao da água que é o componente predominante no corpo humano. A Tabela 3 mostra algumas propriedades físicas dos materiais utilizados na sua fabricação. Esses simuladores possuem cavidades internas que permitem a introdução de dosímetros como mostrado na Figura 20 (SCAFF, 1997; KHAN, 1994).

Tabela 3: Propriedades físicas dos materiais utilizados para a fabricação de simuladores do corpo humano.

Material	Composição Química	Densidade (g/cm ³)	Z_{ef}
Água	H ₂ O	1	7,42
Poliestireno	(C ₈ H ₈) _n	1,03 a 1,05	5,69
Acrílico	(C ₅ O ₂ H ₈) _n	1,16 a 1,20	6,48
Polietileno	(CH ₂) _n	0,92	6,16
Parafina	C _n H _{2n+2}	0,87 a 0,91	5,42

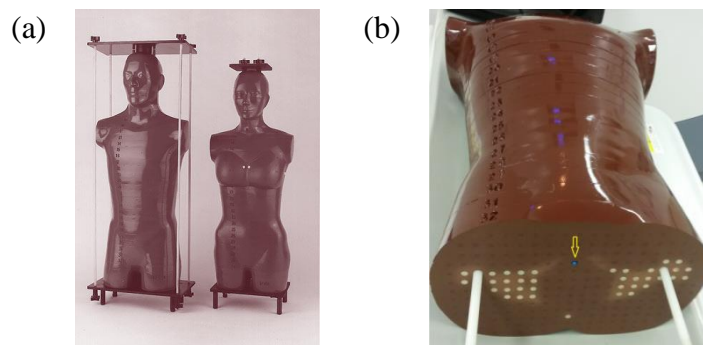


Figura 20: Simulador antropomórfico físico. Em (a) os simuladores masculino e feminino e em (b) as cavidades internas onde foram colocados dosímetros termoluminescentes (BERNARDES, SANTANA, 2014)

Para simuladores computacionais, as definições de massa, volume, material e densidade estão baseadas em algumas publicações de número 89 e 110 da ICRP. Os modelos de simuladores podem ser classificados em:

- **Modelo Matemático:** A representação de órgãos e tecidos é feita a partir de equações matemáticas que descrevem geometrias como planos, elipses, esferas, cilindros (ICRP 110), entre outros, e por esse motivo estes simuladores são pouco fiéis quanto à representação anatômica. Essa característica também é observada nos simuladores pediátricos, que só diferem dos adultos por diferença de proporção;
- **Modelo *Voxel*:** Construídos a partir de imagens médicas, por Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética ou por fotografia de cadáveres, a estrutura do simulador é construída a partir de *voxels* das imagens (ICRP, 2007). Um *voxel* é a unidade volumétrica elementar que uma imagem, podendo também ser interpretado como um *pixel* em três dimensões. A cada *voxel* é atribuído um tom de cinza para que sejam distinguidos os órgãos e tecidos (KRAMER et. al., 2003).
- **Modelo híbrido:** Ainda mais realísticos que os simuladores *voxel*, os simuladores híbridos são criados a partir de imagens voxalizadas e então incorporados a uma superfície NURBS (*Non-uniform Rational B-spline*), que permite um melhoramento o contorno das estruturas internas e externas do simulador (LEE, 2007). Existem também os simuladores em MESH, criados a partir de programas gráficos e depois voxalizados, que representam a anatomia humana com curvas ainda mais suaves (CASSOLA, 2010).

Os quatro modelos descritos acima estão ilustrados na Figura 21 a seguir. Esses simuladores são inseridos em cenários nos códigos computacionais que simulam o transporte de radiação baseado no Método de Monte Carlo.

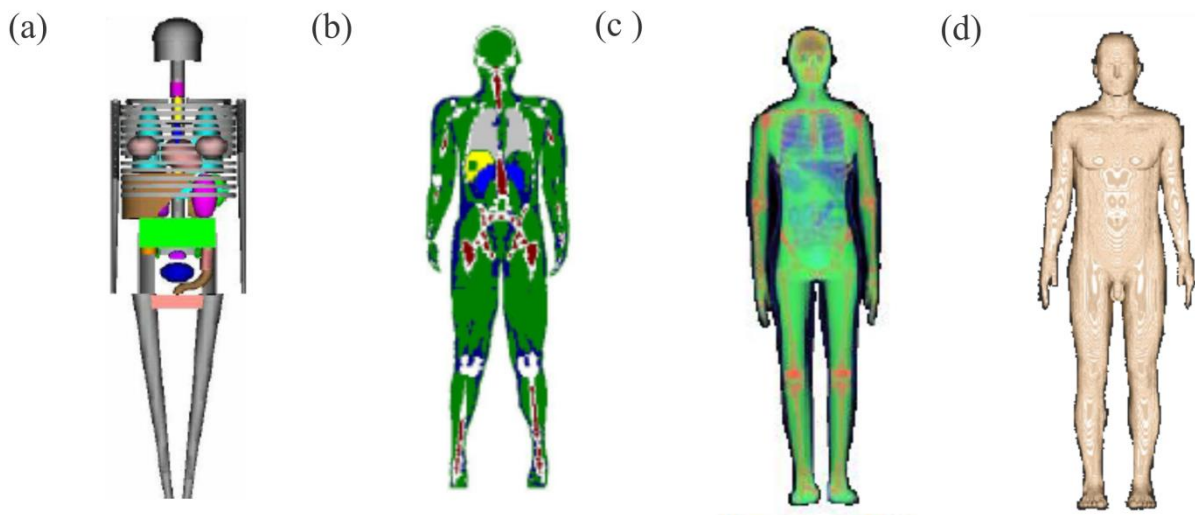


Figura 21: Simuladores antropomórficos computacionais (a) matemático, (b) voxel, (c) NURBS e (d) MESH.

2.8. MÉTODO DE MONTE CARLO

O Método de Monte Carlo (MMC) é um método numérico aplicado a problemas matemáticos e físicos que se comportam como processos estocásticos (YORIYAZ, 2009). Esse método é aplicado para estimar o valor esperado de uma grandeza em eventos governados por uma distribuição de probabilidade que descreve o fenômeno como um todo (DUNN, 2012). Como no transporte de radiação, as coordenadas das partículas individuais mudam aleatoriamente à medida que interagem com o meio, obedecendo à equação de transporte de Boltzmann, esse método é amplamente utilizado em Física Médica para estimativa do fluxo de radiação ou dose absorvida (YORIYAZ, 2009).

Ao contrário dos métodos determinísticos, a grandeza de interesse não é conseguida a partir da solução de equações matemáticas que descrevam o comportamento das partículas. O MMC simula o processo físico de um sistema real descrito por funções de densidade de probabilidade (*Probability Density Function* – PDF) para um número “N” de “histórias” e estima a média amostral da grandeza regida pelo Teorema do Limite Central (BRIEMEISTER, 1986; YORIYAZ, 2009).

O termo “história” se refere ao acompanhamento da partícula, desde sua criação até o término de sua “vida” na simulação. Essas histórias são geradas por amostragem estatística a partir de um gerador de números pseudoaleatórios, sendo que quanto maior for o valor de N, mais preciso será o resultado, essa relação é válida uma vez que a estatística do MMC também é fundamentada na Lei dos Grandes Números (DUNN, 2012; ALVES, 2014).

De acordo com LOUREIRO (2002) os principais componentes de um algoritmo de Monte Carlo são:

- *Função densidade de Probabilidade*: Descreve das leis físicas que agem sobre o sistema de acordo com uma ou mais distribuições de probabilidade.
- *Gerador de números pseudoaleatórios*: Algoritmo capaz de gerar números aleatórios uniformemente distribuídos entre 0 e 1, aparentemente independentes, de curto tempo de execução e de período longo.
- *Técnicas de amostragem*: Os resultados das simulações são armazenados para que seja contabilizado o número de tentativas e sucessos.

A Figura 22 a seguir ilustra de maneira simplificada como é feito o cálculo pelo Método de Monte Carlo.

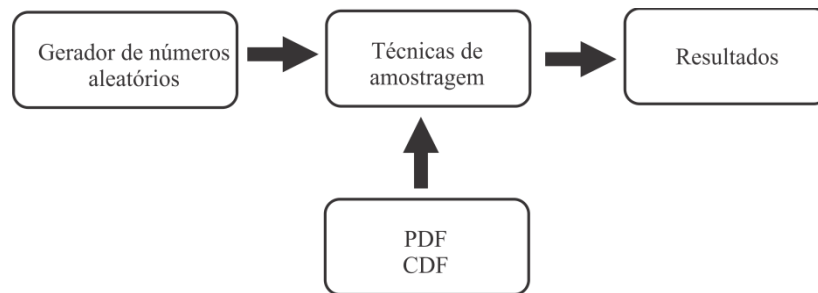


Figura 22: Esquema do processo de simulação pelo Método de Monte Carlo (adaptado de YORIYAZ, 2009).

Para simular o transporte de partículas neutras pelo MMC, é definido que a probabilidade de uma partícula sofrer colisão por unidade de distância (cm^{-1}) é μ . Onde μ é usualmente chamado de coeficiente de atenuação linear, embora seja mais adequado nomeá-lo como coeficiente de interação linear total ($\mu = \sum_i \mu_i$) (DUNN, 2012). A probabilidade de que essa interação ocorra em uma região do espaço entre x e $x+dx$ obedece a uma distribuição de Poisson.

$$p(x)dx = \mu e^{-\mu x} dx \quad (2.42)$$

Na equação (2.42), a variável aleatória x está definida no intervalo $[0 \leq x \leq \infty]$, de forma que para cada um dos eventos possíveis há um número pseudoaleatório (r) associado,

uniformemente distribuído entre 0 e 1. A Função de Distribuição Acumulada (*Cumulative Distribution Function* - CDF) é dada por

$$r = \int_0^x p(x)dx = \mu \int_0^x e^{\mu x'} dx' = 1 - e^{-\mu x} \quad (2.43)$$

A partir da equação (2.43) é obtida uma relação entre x e o número aleatório.

$$x = \frac{-\ln(1-r)}{\mu} \quad (2.44)$$

como o termo $(1-r)$ é uniformemente no intervalo de 0 e 1, a equação pode ser aproximada por

$$x = \frac{-\ln(r)}{\mu} = -\lambda \ln(r) \quad (2.45)$$

onde λ é o livre caminho médio.

A equação (2.45) relaciona μ , que representa a física do problema, a um número aleatório, o que possibilita o MMC estimar a distância média percorrida entre as interações (SANTOS, 2014).

2.8.1. INCERTEZA ASSOCIADA AO MÉTODO DE MONTE CARLO

O Método de Monte Carlo faz uma estimativa do valor médio de variável aleatória para as “N” histórias simuladas (DUNN, 2012). Seja $p(x)$ a função de distribuição de probabilidade de uma variável aleatória contínua x . A média verdadeira ($\langle x \rangle$) é dada pela integral

$$\langle x \rangle = \int_a^b x p(x) dx \quad (2.46)$$

Como a função de probabilidade $p(x)$ não é conhecida exatamente, o valor esperado (valor médio) é estimado pela média amostral (\bar{x}) das “N” variáveis aleatórias simuladas

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2.47)$$

onde x_i é o valor de x para a i -ésima história executada. A partir da equação (2.47) observa-se que pelo MMC não é possível obter o resultado exato do problema, no entanto, à medida que “ N ” se torna suficientemente grande é conseguida uma boa estimativa (YORIYAZ, 2009). De acordo com a Lei dos Grandes Números quando o número de histórias tende ao infinito a média amostral se aproxima da média verdadeira (DUNN, 2012).

$$\lim_{N \rightarrow \infty} \bar{x} \approx \langle x \rangle \quad (2.48)$$

O valor do desvio de uma variável aleatória em relação à média é determinado pelo cálculo da variância (σ^2), que para uma variável aleatória contínua x é definida por

$$\sigma^2(x) = \langle [x - \langle x \rangle]^2 \rangle = \int_a^b [x - \langle x \rangle]^2 f(x) dx = \langle x^2 \rangle - \langle x \rangle^2 \quad (2.49)$$

Pela mesma consideração feita para \bar{x} , a variância da média amostral é estimada por

$$\sigma^2(\bar{x}) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (2.50)$$

Para $N \gg 1$ a equação (2.50) pode ser aproximada para

$$\sigma^2(\bar{x}) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (2.51)$$

Reescrevendo \bar{x} em termos do somatório, como mostrado na equação (2.47), a variância da média amostral é dada por

$$\sigma^2(\bar{x}) = \sigma^2 \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \right) = \sigma^2 \left(\frac{1}{N} (x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_N) \right) \quad (2.52)$$

De acordo com propriedade

$$\sigma^2(\alpha x) = \langle (\alpha x - \langle \alpha x \rangle)^2 \rangle = \alpha^2 \langle (x - \langle x \rangle)^2 \rangle = \alpha^2 \sigma^2(x) \quad (2.53)$$

em que α é uma constante. Utilizando a propriedade de (2.53) na equação (2.52) é obtido

$$\sigma^2(\bar{x}) = \frac{1}{N^2} (\sigma^2(x_1) + \sigma^2(x_2) + \sigma^2(x_3) + \dots + \sigma^2(x_N)) \quad (2.54)$$

Para “N” variáveis aleatórias independentes e igualmente distribuídas, os valores esperados são semelhantes e consequentemente suas variâncias também o são, como mostram as relações a seguir.

$$\langle x_1 \rangle = \langle x_2 \rangle = \langle x_3 \rangle = \dots = \langle x_N \rangle = \bar{x} \quad (2.55)$$

$$\sigma_1^2 = \sigma_2^2 = \sigma_3^2 = \dots = \sigma_N^2 = \sigma^2 \quad (2.56)$$

Para as considerações feitas e pelas propriedades mostradas equações (2.55) e (2.56), a variância expressa na equação (2.54) pode ser reescrita como

$$\sigma^2(\bar{x}) = \frac{N\sigma^2(x)}{N^2} = \frac{\sigma^2(x)}{N} \quad (2.57)$$

A variação da distribuição de médias é definida pelo cálculo do desvio padrão que é calculado a partir da raiz quadrada da variância.

$$\sigma(\bar{x}) = \frac{\sigma(x)}{\sqrt{N}} \quad (2.58)$$

A partir da equação (2.58), observa-se que para reduzir o desvio padrão a metade é necessário que seja quadruplicado o número de histórias. No entanto, a lei dos grandes números não especifica quão grande deve ser N, isso é determinado pelo teorema do limite central (DUNN, 2012). A Figura 23 ilustra a incerteza associada à estimativa feita pelo MMC.

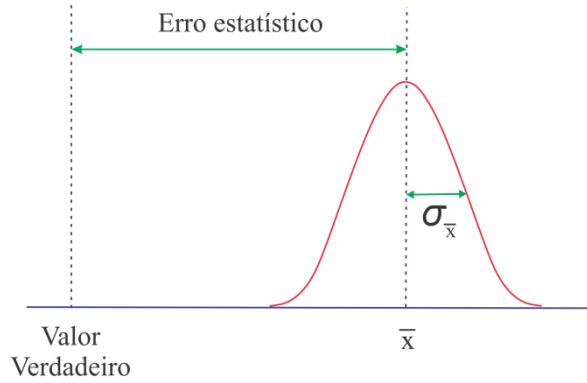


Figura 23: Precisão da grandeza estimada pelo Método de Monte Carlo (adaptado de BRIEMEISTER, 1986)

2.8.2. TEOREMA DO LIMITE CENTRAL

De acordo com o Teorema do Limite Central a soma de “N” variáveis aleatórias independentes e identicamente distribuídas em um intervalo, de média e variância finitas, o valor da média amostral (\bar{x}) se aproxima de uma distribuição gaussiana (normal) à medida que “N” aumenta (BRIEMEISTER, 1986). Para os casos em que essas condições são satisfeitas as equações (2.47) e (2.58) são válidas.

Uma distribuição Normal é dada por

$$p(y) = f(y|\langle y \rangle, \sigma) = \frac{1}{\sigma_y \sqrt{2\pi}} e^{-\left[\frac{(y - \langle y \rangle)^2}{2\sigma_y^2}\right]} \quad (2.59)$$

onde y é a variável aleatória e os outros dois parâmetros são a média e o desvio padrão. Para y definido no intervalo $[a, b]$ a função de distribuição acumulada é

$$P(y) = \frac{1}{\sigma_y \sqrt{2\pi}} \int_a^y e^{-\left[\frac{(y' - \langle y \rangle)^2}{2\sigma_y^2}\right]} dy' \quad (2.60)$$

A variável aleatória normalizada ($\frac{y - \langle y \rangle}{\sigma_y}$) se aproxima de uma variável aleatória gaussiana (u) de média nula e desvio padrão unitário quando “N” se torna grande.

Considerando a substituição de variável de acordo com a equação (2.61),

$$u = \frac{y - \langle y \rangle}{\sigma_y} \Rightarrow du = \frac{dy'}{\sigma_y} \quad (2.61)$$

A equação (2.60) se tornará

$$P(y) = \text{Prob} \left\{ a \leq \frac{y - \langle y \rangle}{\sigma_y} \leq b \right\} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_a^b e^{-\frac{u^2}{2}} du \quad (2.62)$$

A estimativa da incerteza ($\sigma(\bar{x})$) associada ao valor esperado (\bar{x}), também estimado, no Método de Monte Carlo pode ser determinada utilizando o Teorema do Limite Central. Os resultados do Método de Carlo são usualmente expressos como $\bar{x} \pm \sigma_{\bar{x}}$, a partir da equação (2.62) pode-se obter o quanto esse valor se aproxima da média verdadeira ($\langle x \rangle$).

$$P \left\{ \bar{x} - \lambda \frac{\sigma_x}{\sqrt{N}} \leq \langle x \rangle \leq \bar{x} + \lambda \frac{\sigma_x}{\sqrt{N}} \right\} \approx \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\lambda}^{\lambda} e^{-\frac{u^2}{2}} du \quad (2.63)$$

onde λ é o número de desvios padrão, em relação a média, sobre os quais a distribuição normal é integrada. A constante λ tende a zero à medida que o número de histórias tende a infinito. O resultado numérico da integral é chamado de Coeficiente de Confiança, que expresso em porcentagem é chamado de Limite de Confiança que determina a porcentagem do intervalo de conter a média verdadeira. A Tabela 4 relaciona alguns valores de λ com o limite de confiança (DUNN, 2012).

Tabela 4: Limites de confiança segundo Dunn (2012).

λ	Coeficiente de Confiança	Limite de Confiança
0.25	0.1974	20%
0.50	0.3829	38%
1.00	0.6827	68%
1.50	0.8664	87%
2.00	0.9545	95%
3.00	0.9973	99%
4.00	0.9999	99.99%

O grau de confiabilidade dos resultados obtidos a partir Método de Monte Carlo é medido pelo coeficiente de variação (CV) que são classificados de acordo com os valores mostrados na Tabela 5 (BRIESMEISTER, 1986). O coeficiente de variação é obtido por

$$CV = \frac{\sigma(\bar{x})}{\bar{x}} \quad (2.64)$$

Tabela 5: Valores dos coeficientes de variação segundo BRIESMEISTER (1986).

Valores de CV	Classificação da grandeza calculada
0,5 a 1	Descartável
0,2 a 0,5	Pouco confiável
0,1 a 0,2	Questionável
< 0,1	Geralmente digna de confiança, exceto para detectores pontuais
< 0,05	Geralmente digna de confiança

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. MCNPX

O MCNP (*Monte Carlo Neutral Particle*) é um código computacional que simula o transporte de radiação pelo Método de Monte Carlo desenvolvido por *Los Alamos National Laboratory*. Uma de suas versões é o MCNPX (*Monte Carlo N-Particle Extended*), baseado nos códigos MCNP4B e o LAHET 2.8, uma extensão que permite o transporte de 34 tipos de partículas e mais de 2000 íons pesados de quase todas as energias (ICRP, 2010). Além disso, houve uma melhoria nos modelos das simulações físicas, formulações adicionais de técnicas de redução da variância, inclusão de seções de choque, entre outros (PELOWITZ, 2011; SHULTIS; FAW, 2011). Esse código foi utilizado neste trabalho para a estimativa de grandezas de proteção radiológica em procedimentos de radioterapia.

Não é permitido ao usuário acessar o código fonte do MCNPX, pois se trata de um código fechado (X5 MONTE CARLO TEAM, 2003). No entanto, a modelagem do cenário físico, bem como a escolha das partículas que se pretende transportar é feita a partir da construção de um arquivo de entrada, chamado de *inp* (abreviação de *input*, do inglês), pelo usuário.

3.1.1. ARQUIVO DE ENTRADA

O arquivo de entrada é dividido em três blocos (cartões) principais, que correspondem aos cartões de célula, de superfície e de dados, onde são feitas a definição do espaço, a delimitação das superfícies e a especificação dos dados que envolvem o problema físico, respectivamente. Na construção do *inp* cada linha de comando não pode ultrapassar 80 colunas e os cartões devem ser separados por uma linha em branco para que seja delimitado o fim de cada bloco.

3.1.1.1. BLOCO DE CÉLULA

No cartão de célula é especificado o espaço físico da simulação. A delimitação das geometrias é feita pela combinação de superfícies utilizando operadores de união (:), complemento (#) e intersecção (espaço em branco). A cada geometria é atribuído um número de célula, um material e uma densidade. A Figura 24 mostra um exemplo de uma linha do bloco de célula de um *inp*.

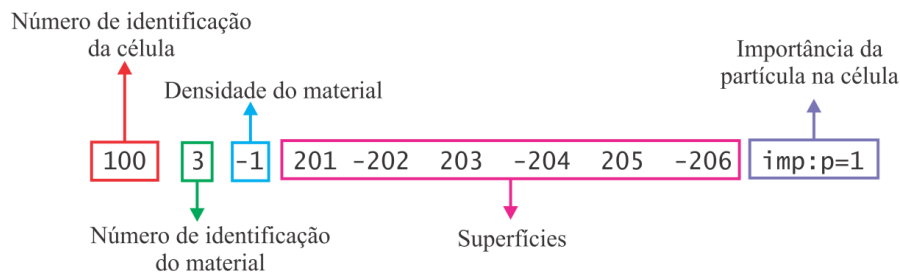


Figura 24: Célula que define um cubo de água no arquivo de entrada.

Como mostrado na Figura 1, os primeiros caracteres são os números identificam a célula, o que deve ser feito até a quinta coluna do arquivo de entrada. De acordo com o exemplo, a célula 100 é preenchida pelo material de número 3, definido no cartão de dados, de densidade igual a 1 g/cm³. O sinal negativo para a densidade indica que a unidade é dada em g/cm³, caso contrário, é interpretado que a densidade é dada em 10²⁴ átomos/cm³. A geometria da célula 100 é definida pela intersecção das superfícies numeradas de 201 a 206, onde o sinal negativo indica que se está considerando a região no sentido contrário ao vetor normal da superfície, como mostra a Figura 25. O último parâmetro, que não precisa necessariamente estar definido nesse bloco, especifica a importância da partícula transportada (p=fótons) dentro da célula e ainda serve como critério para definir a região do espaço onde as histórias devem ser finalizadas, ou seja, onde possuem importância zero.

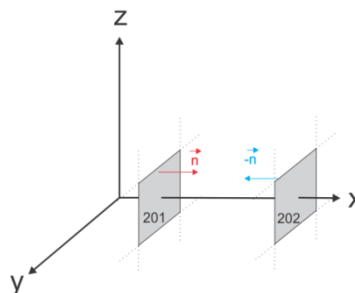


Figura 25: Direção do vetor normal para delimitação do espaço entre as superfícies 201 e 202.

3.1.1.2. BLOCO DE SUPERFÍCIES

No segundo bloco são definidas as superfícies que delimitam as células, onde cada uma recebe um número de identificação para que sejam referenciadas no bloco anterior. Cada tipo de superfície possui um caractere mnemônico associado e uma equação em coordenadas cartesianas que a descreve, cujos parâmetros devem ser informados no *inp*. De acordo com o padrão do MCNPX, os valores numéricos atribuídos a esses parâmetros tem unidade de centímetro. A Tabela 6 mostra os principais tipos de superfícies utilizados nesse trabalho que são disponibilizados pelo código.

Tabela 6: Superfícies definidas no MCNPX (PELOWITZ, 2011).

Símbolo	Tipo	Equação	Parâmetros
p	Plano	$Ax + By + Cz + D = 0$	A, B, C, D
px	Plano normal ao eixo x	$X - D = 0$	D
py	Plano normal ao eixo y	$Y - D = 0$	D
pz	Plano normal ao eixo z	$Z - D = 0$	D
s	Esfera geral	$(x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	x', y', z', R
s0	Esfera centrada na origem	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
sx	Esfera centrada em x	$(x - x')^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	x', R
sy	Esfera centrada em y	$x^2 + (y - y')^2 + z^2 - R^2 = 0$	y', R
sz	Esfera centrada em z	$x^2 + y^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	z', R
c/x	Cilindro paralelo a x	$(y - y')^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	y', z', R
c/y	Cilindro paralelo a y	$(x - x')^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	x', z', R
c/z	Cilindro paralelo a z	$(x - x')^2 + (y - y')^2 - R^2 = 0$	x', y', R
cx	Cilindro sobre o eixo x	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
cy	Cilindro sobre o eixo y	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
cz	Cilindro sobre o eixo z	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R

Para o caso em que se pretende definir uma célula que possui a geometria de um cubo de aresta de 10 cm centrado na origem, devem ser definidos seis planos que interceptem os eixos conforme mostrado na Figura 26.

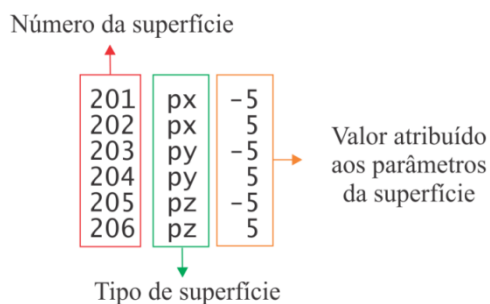


Figura 26: Planos infinitos que interceptam paralelamente os eixos cartesianos a 5 cm da origem.

3.1.1.3. BLOCO DE DADOS

O cartão de dados está dividido em vários blocos, nele são definidos os tipos de partículas que serão transportadas, a fonte, os materiais que compõem as células, as grandezas que se pretendem estimar, o número de histórias que devem ser simuladas, entre outros.

No cartão de modo (*MODE card*) são definidos os tipos de partículas que serão transportados no problema, sejam as partículas originais do MCNP: fótons (p), elétrons (e), pósitrons (-e), nêutrons (n) e anti-nêutron (-n); ou ainda vários léptons, bárions, mésons e íons pesados que o MCNPX disponibiliza (PELOWITZ, 2011). Na Figura 27 é mostrado um exemplo onde é considerado o transporte de fótons e elétrons.

```

c ----- Definicao da fonte -----
c
mode p e
c
sdef pos= 10 0 0 erg=d1 par=2
si1 L 1.1739 1.3325 $ Co-60 espectro
sp1 0.9997 0.9999 $ probabilidades
c

```

Figura 27: Fonte isotrópica de Cobalto-60.

A definição da fonte é feita a partir do comando “sdef” seguido de vários parâmetros que descrevem suas características como sua posição em coordenadas cartesianas, o tipo de partícula, direção de propagação, vetor de referência e a energia (em MeV). Os valores das variáveis podem ser valores numéricos, uma distribuição numérica ou uma função de outra variável, para os dois últimos casos é necessário o uso dos cartões *source information* (SI) e *source probabilities* (SP). No exemplo mostrado na Figura 27 o cartão SI define os valores discretos (L) de energia da fonte e SP a probabilidade de cada valor.

No cartão de materiais, cada material recebe um número de identificação, precedido pela letra “m”. Em seguida é definida a composição química de cada elemento que segue o

formato “ZZZAAA.nnx”, onde “ZZZ” é o número atômico, “AAA” número de massa, “nn” a biblioteca de seção de choque e “x” a classe de dados. Quando é considerado o transporte de fótons e elétrons “AAA” é sempre 000. Após isso, é definido o valor da fração de cada elemento, se positivo é interpretado como a fração atômica, se negativo, a fração mássica (PELOWITZ, 2011; ALVES, 2014).

A resposta que o MCNPX irá estimar é baseada na escolha do comando “tally”, como mostrado na Tabela 7 a seguir. A letra “n” representa um valor numérico para identificar duas ou mais “tallies” do mesmo tipo no problema; os números 1, 2, 4, 5, 6, 7 e 8 especificam o tipo de grandeza a ser estimada; <pl> é a célula onde se quer obter a resposta.

Tabela 7: Grandezas calculadas no MCNPX (PELOWITZ, 2011).

Mnemônico	Descrição da grandeza (Fn)	Unidade (Fn)	Unidade (*Fn)
Fn1:<pl>	Corrente integrada sobre uma superfície	partículas	MeV
Fn2:<pl>	Fluxo médio sobre uma superfície	partículas/cm ²	MeV/cm ²
Fn4:<pl>	Fluxo médio sobre uma célula	partículas/cm ²	MeV/cm ²
Fn5a:N ou Fn5a:P	Fluxo em um detector pontual ou um anel	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
Fn6:<pl>	Energia média depositada sobre uma célula	MeV/g	jerks/g
+F6	Energia depositada devido a colisões	MeV/g	N/A
Fn7:N	Energia média de fissão depositada sobre uma célula	MeV/g	Jerks/g
Fn8:<pl>	Energia distribuída dos pulsos criados num detector de radiação	pulsos	MeV
+Fn8:<pl>	Deposição de energia	carga	N/A

No fim do arquivo é definido o número total de histórias que serão executadas no problema determinado a partir do comando NPS.

3.1.2. DADOS DE SAÍDA

Os resultados dos cálculos são armazenados em arquivos de saída, que contêm além dessa, informações sobre o tipo de interação das partículas primárias e secundárias, descrição de cada comando “tally”, composição dos materiais, importância das células, testes estatísticos, entre outros. Para cada grandeza estimada há um erro relativo (R) associado, um número que representa a precisão estatística e é expressa através da seguinte equação.

$$R = \frac{\sigma_{\bar{x}}}{\bar{x}} = \left[\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{(\sum_{i=1}^N x_i)^2} - \frac{1}{N} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (3.65)$$

A partir da equação (3.1) se conclui que o relativo será nulo se todos os valores forem iguais e diferentes de zero, ou se todos os valores forem iguais a zero. Quanto menor for R, melhor é a precisão da grandeza estimada. Normalmente, se tem um bom resultado quando é aumentado o número de histórias (BRIESMEISTER, 1997).

3.1.3. ESTRUTURA REPETIDA

Para representar geometrias irregulares é necessário compô-las por uma grande quantidade de partições menores para que os contornos das formas se aproximem ao máximo da realidade. Com isso, muitas células se repetirão no arquivo de entrada a ser simulado, o que pode ser evitado com o uso do recurso de estrutura repetida que permite representar apenas uma vez células que se repetem em uma matriz bidimensional (REIS JÚNIOR, 2007). A Figura 28 mostra o exemplo da conversão em estrutura repetida, onde o número do “universo” é especificado e em seguida indicado o número de repetições (r) do mesmo.

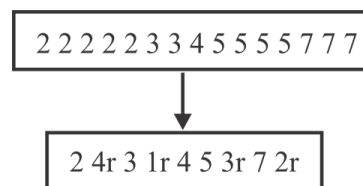


Figura 28: Conversão de uma matriz bidimensional em estrutura repetida.

Um conceito útil para a representação em estrutura repetida é o de “universo”, simbolizado pelo mnemônico “u”, que corresponde a uma célula ou a um conjunto de células com os mesmos parâmetros. A cada universo é atribuído um número inteiro de identificação. Para definir que uma célula deve ser preenchida pelo universo “n” é utilizado o mnemônico “fill”, com o mesmo número de identificação “n” para associar a célula que será preenchida com a célula do universo que irá preenchê-la.

Para indicar que um “universo” é composto por uma malha de outros “universos”, é utilizado o mnemônico “lat” que pode assumir o valor 1 para que a malha seja composta por hexaedros ou 2 para que seja composta por octaedros. O preenchimento da rede é feita a partir do comando “fill”, que define como será feito o preenchimento de cada célula nos três eixos cartesianos. A Figura 29 ilustra como é feito esse processo.

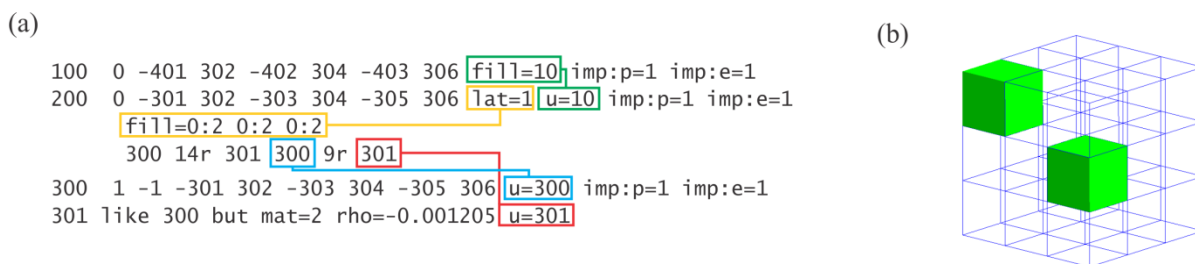


Figura 29: Célula preenchida por uma rede hexagonal formada por dois universos. Em (a) parte do arquivo de entrada e em (b) a visualização tridimensional da geometria.

A Figura 29 mostra parte do bloco de célula de um arquivo de entrada que modela um cubo de aresta de 1,5 cm preenchido pelo “universo” 10, que corresponde a uma rede 3x3x3 de hexaedros, formada por um total 27 cubos de aresta de 0,5 cm. Conforme mostrado na terceira linha de comando na Figura 29 (a), em cada eixo a malha é preenchida por três células, cuja contagem é feita a partir de zero. A estrutura repetida, na linha seguinte, define como essas células serão preenchidas, onde cada número se refere a um universo (POSSANI, 2012).

A definição dos universos pode ser feita de maneira mais simplificada como o uso dos mnemônicos “like” e “but”, que especificam a semelhanças e diferenças entre as células respectivamente. Isso permite que apenas a primeira célula seja definida, o que no exemplo foi feito para a célula 300, e para as próximas seja especificada apenas a diferença entre elas. Para célula 301 do exemplo entende-se que ela é como a primeira, devido o uso do *like*, mas difere de 300 no material (*mat*), na densidade (*rho*) e no universo (*u*) devido o uso do *but* (PELOWITZ, 2011).

Para calcular a dose absorvida em uma célula é feito o somatório da dose em todas as células de mesmo universo dentro da célula que define a malha (PELOWITZ, 2011). Portanto, para o exemplo da Figura 29, o cálculo da dose nas células que correspondem aos universos 300 e 301, que estão dentro na célula 100, é feito como mostrado na Figura 30.

```
F16:p (300<100)  
F26:p (301<100)
```

Figura 30: Comando “tally” utilizado para a estimativa da dose absorvida nas células 300 e 301.

O recurso de estrutura repetida é muito útil para a representação de simuladores antropomórficos segmentados em voxels, além de facilitar o cálculo da dose em órgãos e tecidos a partir dos conceitos apresentados.

3.2. SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS

Lee (2010) desenvolveu uma “família” de simuladores antropomórficos híbridos na Universidade da Flórida (UF). A série de simuladores UF conta com simuladores masculinos e femininos recém-nascidos, de 1 ano, de 5 anos, de 10 anos, de 15 anos e adultos, todos disponíveis via superfície NURBS e MESH. A identificação dos simuladores é feita a partir da sigla UFH (*University of Florida Hybrid*), seguido das idades (00, 01, 05, 10, 15, AD) e por fim a especificação do gênero (“F” para feminino e “M” para masculino). Para esse trabalho foram utilizados os simuladores UFHADF e UFHADM via superfície NURBS nas posturas vertical e sentada.

3.2.1. UFHADF

O simulador UF adulto feminino (UFHADF) foi desenvolvido a partir de quatro bancos de dados de imagens de tomografia computadorizada: da cabeça de uma adolescente de 15 anos, do torso de uma mulher de 25 anos, da coluna vertebral de uma adolescente de 15 anos e imagens dos braços e pernas de uma adolescente de 18 anos (LEE, 2010; ALVES, 2014). Os dados de massa, altura e peso dos órgãos e tecidos seguem as definições da publicação 89 da ICRP (ICRP, 2002).

O Simulador UFHADF, mostrado na Figura 8, é particionado em voxels de volume $(0,3 \times 0,3 \times 0,3) \text{ cm}^3$. Na postura vertical, o simulador possui 164,7 cm de altura, sendo segmentado em 549 fatias, onde cada uma é representada por uma matriz de 166 linhas e 104 colunas. Esse simulador foi modificado por Hurtado et. al. (2012) para a postura sentada, passando a ter 129,9 cm de altura, segmentado em 433 imagens, onde cada uma é representada por uma matriz de 164 linhas e 237 colunas.

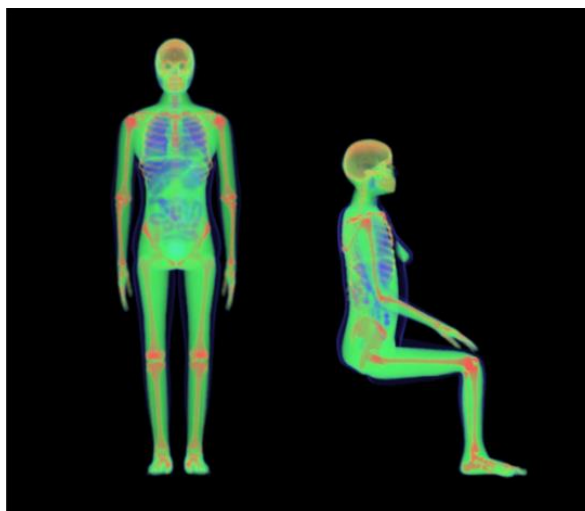


Figura 31: Simulador UFHADF.

3.2.2. UFHADM

O simulador UF adulto masculino (UFHADM) também foi desenvolvido a partir de quatro bancos de dados de imagens de tomografia computadorizada: da cabeça de um adolescente de 18 anos, do torso de um homem de 36 anos, da coluna vertebral de uma adolescente de 15 anos e de imagens dos braços e pernas de um adolescente de 18 anos (LEE, 2010; ALVES, 2014). A definição dos órgãos é ajustada de acordo com a publicação 89 da ICRP (ICRP, 2002).

Assim como para o simulador feminino, o UFHADM também foi modificado por Hurtado (2012) para a postura sentada, como mostrado na Figura 32, onde cada voxel do simulador possui volume de $(0,3 \times 0,3 \times 0,3) \text{ cm}^3$. Na postura vertical possui 175,8 cm de altura, dividido em 586 fatias, onde cada uma é segmentada em 194 linhas e 104 colunas. Na postura sentada possui 135,3 cm de altura, dividido em 451 fatias, onde cada uma é segmentada em 180 linhas e 264 colunas.

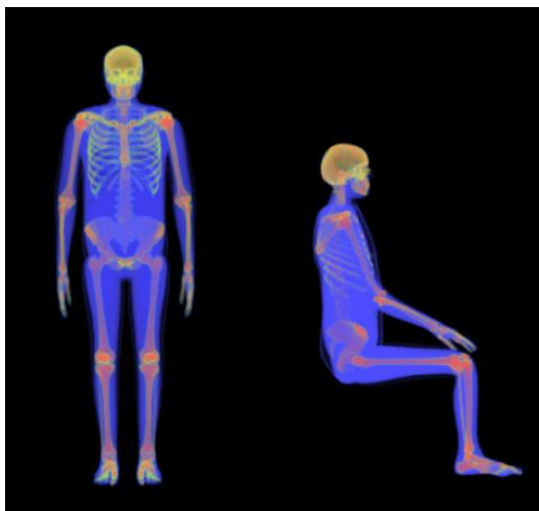


Figura 32: Simulador UFHADM.

3.3. SIMULADORES UF NO MCNPX

Para que os simuladores pudessem ser inseridos nos cenários do MCNPX foi necessário convertê-los em um arquivo de entrada. Para isso, foi utilizado o *software* VolView (KITWARE, 2003) para visualizar tridimensionalmente o simulador e armazenar todas as fatias que o compõem em arquivos de imagens no formato *bitmap* (bmp).

Na sequência, as imagens foram carregadas no *software* Tomo_MC (MILIAN et. al., 2011), que gera um arquivo de entrada para o código MCNPX, com o simulador no formato de estrutura repetida. No arquivo gerado foram definidas as células do simulador, os materiais e suas densidades de acordo com a publicação 89 da ICRP.

Como o MCNPX não possui uma interface gráfica, a visualização dos cenários é feita a partir de outros *softwares*. Neste trabalho foi utilizado o Moritz (RIPER, 2005), que permite a visualização tridimensional dos arquivos de entrada, além da visualização do transporte de partículas no cenário.

A Figura 33 mostra de maneira simplificada os passos dessa etapa até a visualização. O arquivo com o simulador é visualizado no VolView (as linhas de grade são ilustrativas e não são visualizadas) que armazena todas as fatias em forma de imagem. Essas imagens são carregadas no Tomo MC e convertidas em um arquivo de entrada, onde os voxels do simulador são apresentados na forma de estrutura repetida. Nesse arquivo é definido pelo o usuário, os parâmetros das células conforme as recomendações. Por fim o arquivo é visualizado no Moritz.

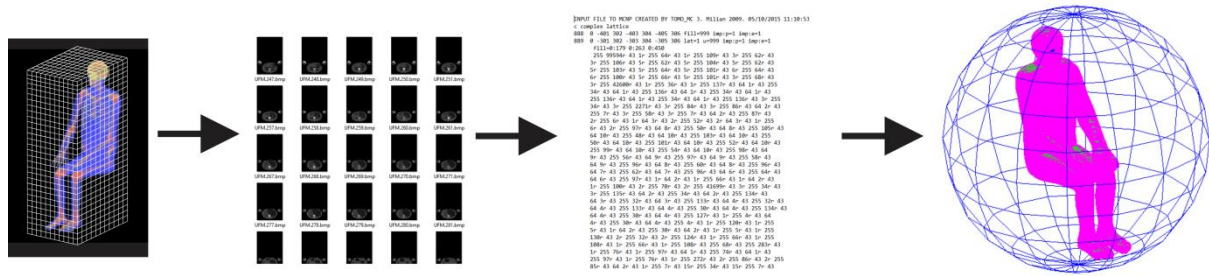


Figura 33: Implementação dos simuladores no MCNPX.

3.4. CENÁRIO DE IRRADIAÇÃO

3.4.1. GEOMETRIAS DE INCIDÊNCIA

Neste trabalho foram simulados procedimentos de Irradiação de Corpo Inteiro nas geometrias de irradiação antero-posterior (AP) e pósterio-anterior (PA) para os simuladores UFHADP e UFHADM na postura vertical. Para os simuladores na postura sentada, foram simulados procedimentos nas projeções lateral esquerda (LLAT) e lateral direita (RLAT). Em todos os casos foi considerada a distância do foco a superfície de 220 cm para que o tamanho máximo do campo a essa distância fosse de 100 cm x 100 cm e de 30 cm x 30 cm a 65 cm da fonte, a escolha desse critério foi baseada no trabalho de Scaff (2001). Na Figura 34 são mostradas as geometrias de irradiação.

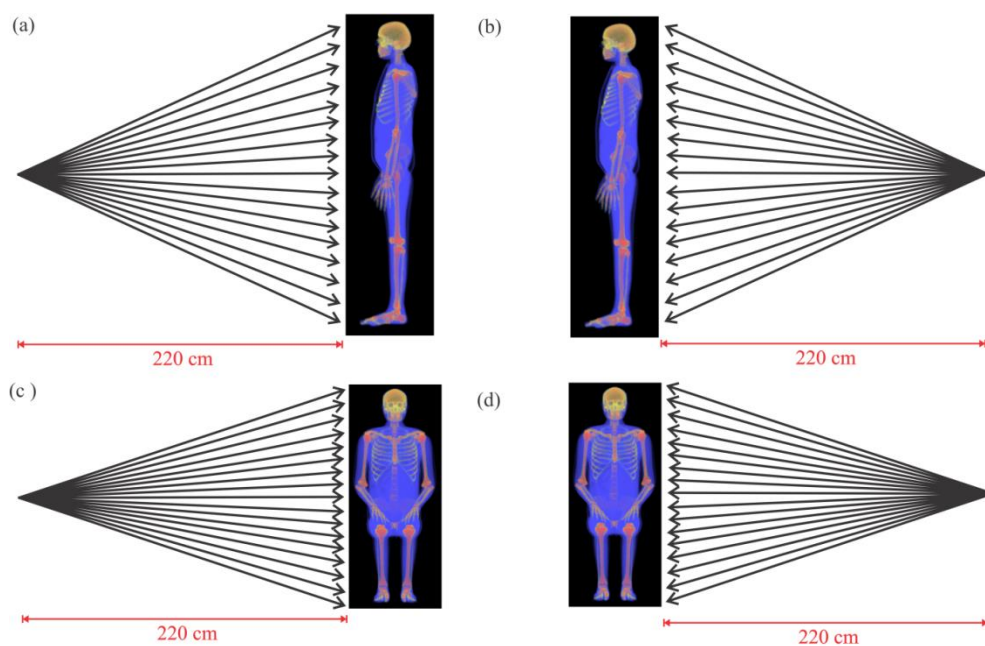


Figura 34: Geometrias de irradiação (a) AP, (b) PA, (c) RLAT e (d) LLAT.

3.4.2. FONTE E COLIMADOR

Para simular um feixe de fótons foram utilizados os espectros do Cobalto-60, que emite dois raios gama de 1,17 e 1,33 MeV, e de um aceleradores linear de 6 MV, simulado por Sheikh-Bagheri e Rogers (2002). Essas fontes foram escolhidas para a comparação da dose absorvida em procedimentos de Irradiação de Corpo Inteiro com o aumento da energia. No MCNPX a energia da fonte foi definida como uma distribuição numérica de valores discretos com suas respectivas probabilidades.

Nas simulações foi considerada uma fonte de distribuição cônica e um colimador de chumbo com uma abertura central, posicionado a 45 cm da fonte. Através da colimação foram produzidos campos quadrados para as irradiações RLAT e LLAT e campos retangulares para as geometrias de incidência PA e AP, como mostrado na Figura 35.

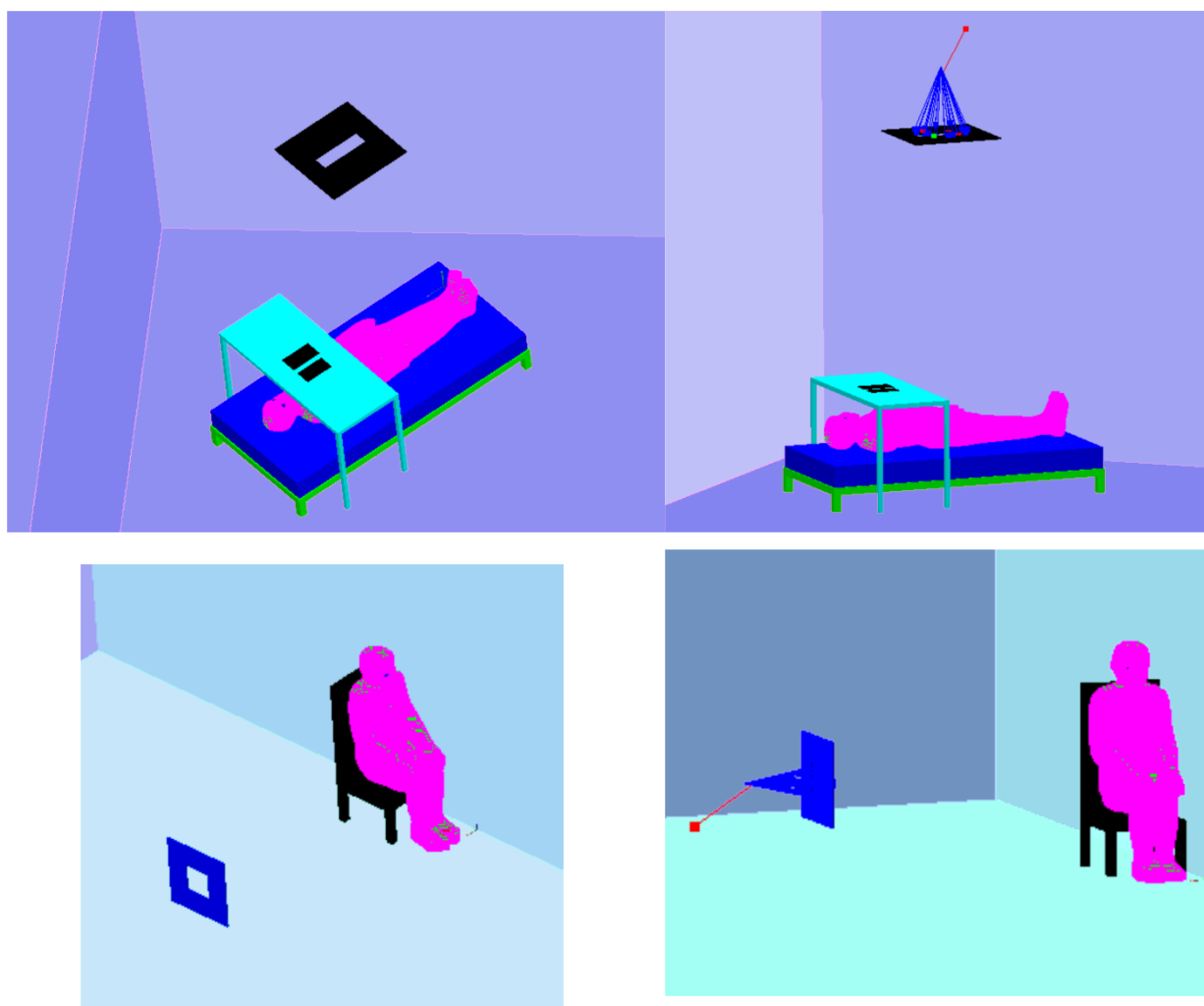


Figura 35: Colimação de fonte para a produção de campos retangulares (na parte superior da figura) e quadrados (na parte inferior).

3.4.3. SALA DE TRATAMENTO

Para simular o cenário de procedimentos de radioterapia foi modelada uma sala de tratamento para que fosse levado em consideração no cálculo da dose, a contribuição do espalhamento dos fótons ao interagirem com as paredes da sala. A blindagem nas paredes é realizada por 75 cm de concreto convencional (PODGORSK, 2012) e na porta a blindagem é feita por uma lâmina de chumbo de 1,5 cm entre outras duas lâminas de madeira, o que é necessário em salas que abrigam máquinas de teleterapia que produzem feixes de energia entre 4 e 10 MV (BRASIL, 2000).

Foi modelada uma cadeira de madeira, para os procedimentos realizados com o paciente na postura sentada, adaptada aos simuladores UF utilizadas nesse trabalho, localizada próximo à parede de sala conforme mostrado no trabalho desenvolvido por Scaff (2001). Para esse cenário a fonte é posicionada horizontalmente, representando os casos em que o braço da máquina de tratamento é rotacionada 90°, como mostrado na Figura 36.

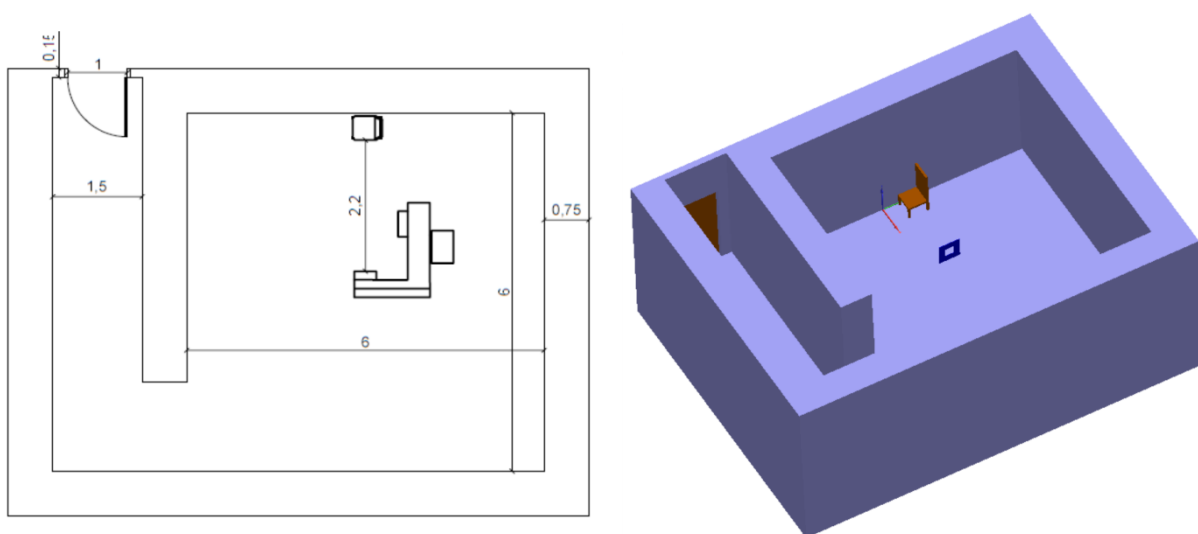


Figura 36: Sala de tratamento com cenário adaptado para a irradiação do paciente na postura sentada.

Evans (2006) propôs, devido o descomissionamento das unidades de telecobaltoterapia, o abrigo de uma dessas máquinas na mesma sala de tratamento de um acelerador linear de 10 MV, onde o cabeçote da máquina é fixado no teto próximo ao canto da parede, para o tratamento de pacientes na postura deitada como mostrado na Figura 36. Essa mesma proposta também foi feita por Dominique (1995) devido à substituição das unidades de Cobalto-60 por aceleradores lineares de 6 MV.

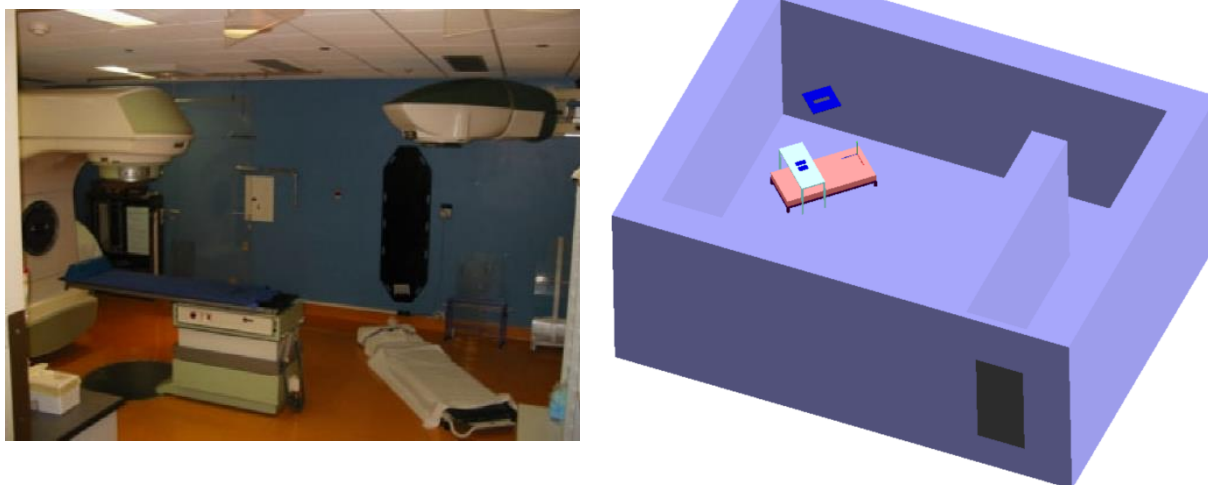


Figura 37: Cenário para a Irradiação de Corpo Inteiro na postura deitada. A esquerda é mostrado um cenário real e à direita a visualização da representação desenvolvida no MCNPX (EVANS, 2006).

Baseado nesse cenário foi modelado uma cama de aço inoxidável de dimensões 190 cm x 90 cm x 88 cm e um colchão de espuma de poliuretano de 188 cm x 88 cm x 14 cm (SANTOS, 2014). Além disso, também foram modelados compensadores de pulmão de espessura de 0,28 mm para os simuladores masculino e feminino, para que seja evitada a superdosagem nesses órgãos. Os compensadores são posicionados sobre um suporte de acrílico que fica a 10 cm do paciente (EVANS, 2006), como ilustrado nas Figuras 35 e 37.

A composição química dos materiais citados para a elaboração do cenário está definida Tabela 8.

Tabela 8: Composição química das geometrias do cenário (MCCONN JR et. al., 2011).

Elemento	Z	Concreto	Madeira	Aço inoxidável 302	Espuma de poliuretano	Acrílico
		$2,25 \text{ g/cm}^3$	$0,64 \text{ g/cm}^3$	8 g/cm^3	$0,021 \text{ g/cm}^3$	$1,19 \text{ g/cm}^3$
H	1	8,4739%	46,2423%	-	4,1%	53,332%
C	6	-	32,3389%	-	54,4%	33,3345%
N	7	-	0,2773%	-	12,1%	-
O	8	60,4079%	20,8779%	-	29,4%	-
Na	11	1,2523%	-	-	-	-
Mg	12	-	0,0639%	-	-	-
Al	13	2,4842%	-	-	-	-
Si	14	24,1921%	-	0,93%	-	-

Elemento	Z	Concreto <i>2,25 g/cm³</i>	Madeira <i>0,64 g/cm³</i>	Aço inoxidável 302 <i>8 g/cm³</i>	Espuma de poliuretano <i>0,021 g/cm³</i>	Acrílico <i>1,19 g/cm³</i>
P	15	-	-	0,042%	-	-
S	16	-	0,1211%	0,028%	-	-
K	19	-	0,0397%	-	-	-
Ca	20	0,0388%	0,14%	-	-	-
Cr	24	-	18%	-	-	-
Mn	25	-	1,86%	-	-	-
Fe	26	-	70%	-	-	-
Ni	28	-	9%	-	-	-

3.4.4. VARIAÇÕES NO CENÁRIO DE EXPOSIÇÃO

Foram simulados os procedimentos de Irradiação de Corpo Inteiro em duas posturas de tratamento para pacientes do sexo masculino e feminino representados pelos simuladores UFHADM e UFHADDF. Para isso, os simuladores foram inseridos nos cenários elaborados mostrados na seção anterior. Em todas as simulações foram executadas $64 \cdot 10^6$ histórias de fótons para que o erro relativo fosse mantido entre 5 e 10%.

Na postura sentada, os simuladores feminino e masculino foram irradiados nas geometrias de incidência RLAT e LLAT com as fontes de Cobalto-60 e acelerador linear de 6 MV para o cálculo da dose em órgãos e tecidos. Também foram realizadas outras simulações com o UFHADM na postura sentada no cenário sem as paredes da sala de tratamento para avaliar a contribuição do espalhamento de fótons na dose no paciente para as duas fontes de energia mencionadas, como mostrado na Figura 38.



Figura 38: Irradiação LLAT do simulador masculino sentado com e sem a sala de tratamento.

Para procedimentos com o paciente na postura deitada, os simuladores masculino e feminino foram irradiados nas geometrias AP e PA, com as fontes de Cobalto-60 e Acelerador Linear de 6 MV. Após isso, o cenário foi modificado para simular procedimentos realizados a distâncias foco-superfícies menores. Para isso a cama foi posicionada a 1 m do chão, alterando assim a distância foco-superfície para aproximadamente 180 cm, como mostrado na Figura 39. Para todas as variações de cenário foi utilizado o simulador UFHADM.

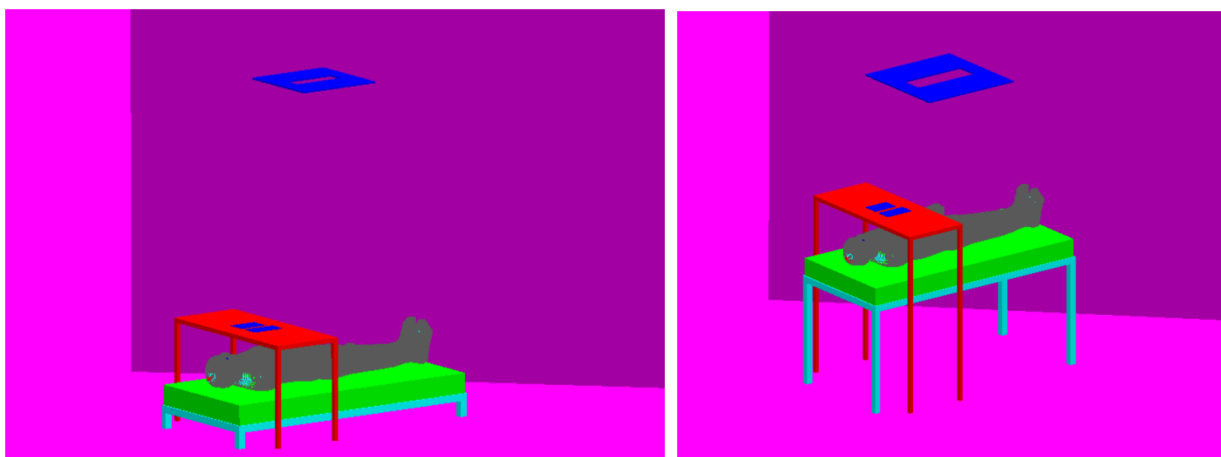


Figura 39: Modificação da distância de tratamento em relação ao chão da sala.

Para validar o uso dos objetos compensadores de pulmão modelados, foram realizadas simulações sem esses objetos e a mesa de suporte, como mostrado na Figura 40. Para a fonte foi utilizado o espectro produzido pelo acelerador linear de 6 MV para comparação da dose absorvida nos órgãos e tecidos.

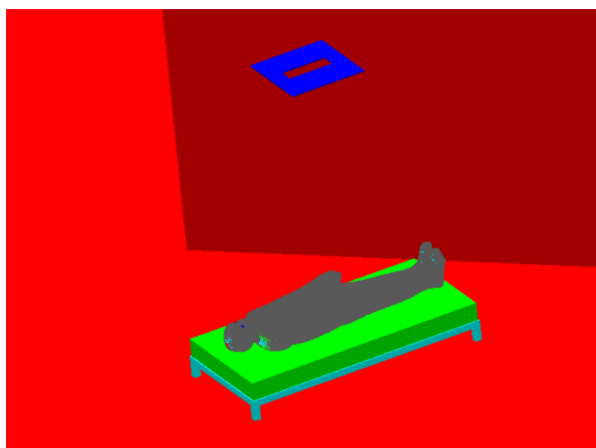


Figura 40: Irradiação AP do simulador masculino sem os compensadores de pulmão.

Assim como mencionado no capítulo anterior, para a Irradiação de Corpo Inteiro podem ser utilizadas duas ou mais fontes sejam elas fixas ou móveis (AAPM, 1986). Para comparar a diferença na dose absorvida em procedimentos com apenas um campo com os que utilizam campos adjacentes, foram simulados cenários com dois campos adjacentes sobrepostos e não sobrepostos, como mostrado na Figura 41. Para essas simulações foi utilizado o espectro de 6 MV.

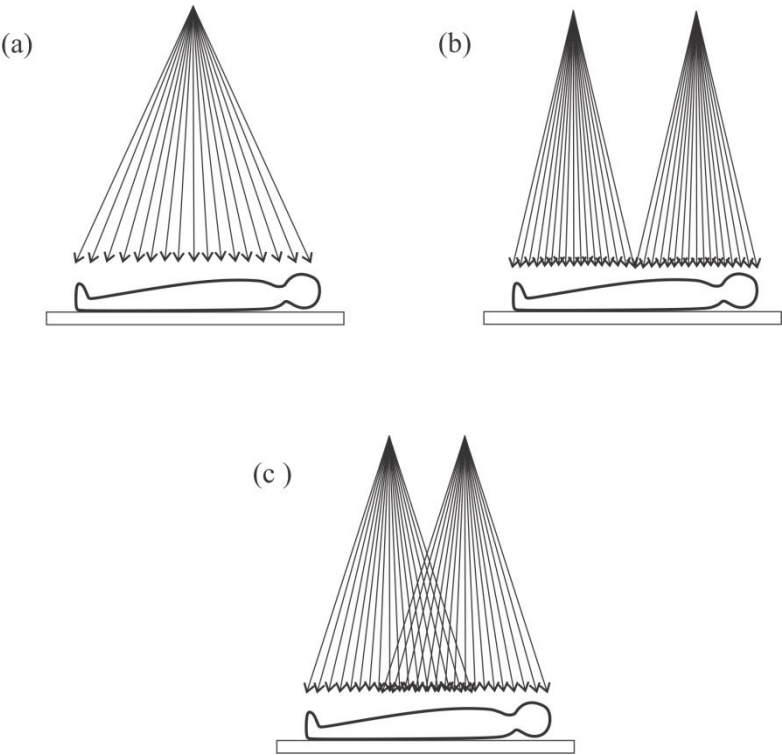


Figura 41: Irradiação de Corpo Inteiro com campos múltiplos. Em (a) um campo, em (b) dois campos adjacentes e em (c) dois campos sobrepostos.

Para esta etapa foi realizado um total de 30 simulações, cujas variações nos cenários são mostradas separadamente para os simuladores masculino e feminino nas Tabelas 9 e 10.

Tabela 9: Variações dos cenários modelados utilizando o simulador UFHADM. Para o simulador sentado foram simulados cenários com parede (CP) e sem parede (SP); para o simulador deitado foram modelados cenários próximos ao chão (PC) e distantes do chão (DC), com um campo (C1), com dois campos adjacentes (CA) e com campos adjacentes sobrepostos (CS), com compensadores (CC) e sem compensadores (SC).

Postura	Fonte	Geometria de incidência	Variação no cenário	Campo produzido	Compensador de Pulmão
Sentado	Cobalto-60	LLAT	CP	-	-
			CP	-	-
		RLAT	SP	-	-
			SP	-	-
	Linac 6 MV	LLAT	CP	-	-

Postura	Fonte	Geometria de incidência	Variação no cenário	Campo produzido	Compensador de Pulmão
Deitado	Cobalto-60	RLAT	CP	-	-
			SP	-	-
		PA	PC	C1	CC
		AP	PC	C1	CC
			DC	C1	CC
	Linac 6 MV	PA	PC	C1	CC
		AP	PC	C1	CC
				CA	CC
				CS	CC
				DC	CC

Tabela 10: Variações das simulações com o UFHADF. Em todas as simulações com o simulador sentado foram consideradas as paredes da sala; para o simulador deitado foram considerados procedimentos realizados próximos ao chão, com o uso dos compensadores e a produção de apenas um campo.

Postura	Fonte	Geometria
Sentado	Cobalto-60	RLAT
		LLAT
	Linac 6 MV	RLAT
		LLAT
Deitado	Cobalto-60	PA
		AP
	Linac 6 MV	PA
		AP

3.5. CÁLCULO DA DOSE EQUIVALENTE E EFETIVA

A estimativa da energia depositada nos órgãos foi obtida a partir do comando “tally” *F8, que fornece o resultado em MeV. Para os órgãos representados apenas por um “universo” na

estrutura repetida que forma o simulador (cérebro, coração, fígado, pele), o cálculo foi realizado diretamente nas células individuais. Para órgãos como pulmão, rins e glândulas salivares, formadas por um conjunto de “universos”, o resultado é dado pela soma das energias depositadas nos universos que compõem a célula (POSSANI, 2012). A Tabela 11 mostra todos os órgãos que foram considerados formados por dois ou mais “universos” nas simulações realizadas.

Tabela 11: Órgãos e tecidos representados pela combinação de “universos”.

Órgão/tecido	Universo
Adrenais	Adrenal direito
	Adrenal esquerdo
Mamas	Seios
	Músculo dos seios
Cólon	Paredes do cólon direito
	Paredes do reto sigmoide
	Interior do reto sigmoide
Rins	Córtex renal esquerdo
	Córtex renal direito
	Medula renal esquerda
	Medula renal direita
	Pelve renal esquerda
	Pelve renal direita
Pulmão	Brônquios
	Pulmão esquerdo
	Pulmão direito
Região extratorácica	Laringe
	Camada nasal anterior
	Camada nasal posterior
	Faringe
Mucosa oral	Camada da cavidade oral
	Língua
Glândulas salivares	Glândulas salivares parótidas
	Glândula salivar submaxilar
	Glândula salivar sublingual

Para obter a dose absorvida nas células é necessário dividir as grandezas calculadas pelo valor da massa de cada órgão. A massa dos órgãos pode ser obtida já que são conhecidos os valores da densidade e do volume ocupado por todos os voxels que formam cada “universo”. Para converter a unidade da dose para Gy ($1\text{Gy} = 1\text{ J/kg}$), os resultados são multiplicados por

$1,6 \cdot 10^{-10} \left(\frac{J}{kg} \right) \cdot \left(\frac{MeV}{g} \right)^{-1}$, para o caso em que a massa do órgão tenha sido informada em gramas.

A dose equivalente (H) é obtida pelo produto da dose no tecido pelo fator de ponderação da radiação, assim com já mostrado no Capítulo 2. Para fótons e elétrons o fator de peso da radiação é unitário e igual para ambas às partículas, logo, os resultados das simulações após serem divididos pela massa já fornecem o valor de H.

Para o uso em proteção radiológica, a dose efetiva (E) é dada pelo produto do fator de peso do tecido (w_T) pela média das doses equivalentes em T do simulador masculino (H_T^M) e do simulador feminino (H_T^F). Com isso, a dose efetiva assume apenas um valor para ambos os sexos de acordo com a publicação 116 da ICRP (ICRP, 2010), que não pode usado para a avaliação de risco individual. O valor de E é obtido a partir da equação a seguir.

$$E = \sum_T w_T \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right] \quad (3.66)$$

3.5.1. CÁLCULO DA DOSE NA MEDULA ÓSSEA

Os ossos do esqueleto humano são divididos em osso compacto e esponjoso. O osso compacto forma a parte externa dos ossos, já o osso esponjoso, é poroso e contém uma grande quantidade de medula vermelha e amarela. As regiões do osso que não são ocupadas por osso esponjoso possuem uma cavidade medular, que é revestida internamente por uma membrana chamada de Endosteo (MEIRA JÚNIOR, 2011). As diferenças de densidade desses tecidos influenciam na maneira como ocorre a deposição de energia (ICRP, 2010).

A dose absorvida nessas estruturas pode ser conseguida pelo cálculo da fluência de fótons nas diferentes regiões ósseas a partir do uso de Funções Resposta de Dose (R). Essas funções permitem compensar a limitação espacial da geometria voxelizada do simulador e também considerar o aumento da dose nas cavidades medulares (ICRP, 2010).

A fluência de fótons no osso esponjoso (SP) e na cavidade medular (CM) para os sítios ósseos que contem medula óssea vermelha e Endosteo é estimada a partir do comando “tally” F4. As funções resposta de dose permitem converter o fluxo de fótons em dose absorvida de acordo com a equação a seguir.

$$R(r_T \leftarrow r_s) = \frac{D(r_T, x)}{\phi(E, r_s, x)} \quad (3.67)$$

onde x é o sítio ósseo (crânio, parte superior do fêmur, mandíbula, etc.), r_T o tecido alvo (medula vermelha ou Endosteo), r_s região óssea (osso esponjoso ou cavidade medular) e E a energia dos fótons que passam e potencialmente interagem dentro do sítio ósseo (ICRP, 2010). Os resultados das simulações são dados em unidades de Gray (Gy).

Como nos *inps* não foi informado no bloco de célula o volume de cada universo, foi necessário dividir o resultado da dose estimada pelo número de voxels que compõem cada sítio ósseo. Isso é necessário porque o “tally” F4 calcula o caminho percorrido pelas partículas dividido pelo volume da célula, como essa quantidade não foi informada, o MCNPX interpreta o volume de apenas um voxel (0,027 cm³) (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003).

A dose absorvida na medula vermelha ($D(MV)$) e no Endosteo ($D(ED)$) é dada pelo somatório das doses absorvidas no osso esponjoso ($D(SP, x)$) e na cavidade medular ($D(CM, x)$) de cada sítio ósseo, ponderadas por um fator de massa, assim como mostrado nas equações a seguir.

$$D(MV) = \sum_x \frac{m(MV, x)}{m(MV)} \cdot D(SP, x) \quad (3.68)$$

$$D(ED) = \sum_x \frac{m(ED, x)}{m(ED)} \cdot D(SP, x) + \sum_x \frac{m(ED, x)}{m(ED)} \cdot D(CM, x) \quad (3.69)$$

onde $m(MV)$ é massa total da medula vermelha, $m(ED)$ a massa total do Endosteo, $m(MV, x)$ a massa da medula vermelha no sítio ósseo x e $m(ED, x)$ a massa do Endosteo no sítio ósseo x . Embora esses valores não sejam conhecidos para os simuladores NURBS, eles seguem as recomendações da ICRP para os simuladores computacionais de referência adultos (masculino e feminino). Na publicação 116 da ICRP (ICRP, 2010) as frações de massa são dadas para esses simuladores assim como mostrado na Tabela 12.

Tabela 12: Fração de massa para os simuladores computacionais feminino e masculino adulto de referência (ICRP, 110).

Sítio ósseo	Osso esponjoso (SP)/Cavidade Medular (CM)	Fator de massa			
		Masculino		Feminino	
		Medula Vermelha	Endosteo	Medula Vermelha	Endosteo
Úmero - Parte superior	SP	0,023	0,017	0,023	0,018
Úmero - Parte superior	CM	-	$3,49.10^{-4}$	-	$3,44.10^{-4}$
Úmero - Parte inferior	SP	-	0,021	-	0,02
Úmero - Parte inferior	CM	-	$4,59.10^{-4}$	-	$4,66.10^{-4}$
Ossos inferiores do braço	SP	-	0,03	-	0,03
Ossos inferiores do braço	CM	-	$1,65.10^{-4}$	-	$1,72.10^{-4}$
Mão e pulso	SP		0,023		0,017
Clavícula	SP	0,008	0,005	0,08	0,005
Crânio	SP	0,076	0,153	0,076	0,158
Fêmur – parte superior	SP	0,067	0,08	0,067	0,082
Fêmur - parte superior	CM	-	0,002	-	0,002
Fêmur – parte inferior	SP	-	0,088	-	0,058
Fêmur – parte inferior	CM	-	0,001	-	0,001
Ossos inferiores da perna	SP	-	0,161	-	0,196
Ossos inferiores da perna	CM	-	0,009	-	0,011
Tornozelo e pé	SP	-	0,078	-	0,06
Mandíbula	SP	0,008	0,004	0,008	0,004
Pelves	SP	0,175	0,095	0,175	0,097
Costelas	SP	0,161	0,055	0,161	0,056
Escápula	SP	0,028	0,018	0,028	0,019
Espinha cervical	SP	0,039	0,021	0,039	0,022
Espinha torácica	SP	0,161	0,049	0,0161	0,051

Sítio ósseo		Fator de massa			
		Masculino		Feminino	
		Medula Vermelha	Endosteo	Medula Vermelha	Endosteo
Osso esponjoso (SP)/Cavidade Medular (CM)					
Espinha lombar	SP	0,123	0,043	0,123	0,044
Sacro	SP	0,099	0,038	0,099	0,039
Esterno	SP	0,031	0,01	0,031	0,011

3.6. VALIDAÇÃO DAS SIMULAÇÕES

Foram calculados os parâmetros dosimétricos de radioterapia de Porcentagem de Dose Profunda (PDP) e Perfis do feixe (OAR) para a comparação com medidas experimentais. Também foram modelados cenários para o cálculo da dose de entrada na pele do paciente em procedimentos de Irradiação de Corpo Inteiro utilizando câmaras de ionização.

3.6.1. DISTRIBUIÇÃO DA DOSE DENTRO E FORA DO EIXO CENTRAL

Para conseguir as curvas de porcentagem profunda do Cobalto-60 e de um Acelerador Linear de 6 MV foram modelados vinte e dois (22) cilindros de água de volume de 0,21 cm³, posicionados ao longo do eixo central do feixe separados por uma distância de 0,05 cm para os três primeiros e de 0,45 cm para os demais. Esses cilindros foram dispostos dentro de um bloco de água de dimensões de 30 cm x 30 cm x 20 cm, posicionado a 1 m da fonte (GIGLIOLI, 2010, RIBEIRO, 2012).

Na simulação foi inserido um colimador, posicionado a 45 cm da fonte, com abertura quadrada para que parte do feixe fosse blindado para produzir campos quadrados de 10 cm x 10 cm e de 25 cm x 25 cm. A escolha do tamanho dos campos foi feita de acordo com a literatura (GIGLIOLI, 2012; SHEIKH-BAGHERI, ROGERS, 2002).

Para as medidas dos perfis do feixe, foram dispostos outros quatorze (14) cilindros de água, no mesmo cenário, fora do eixo central à profundidade de equilíbrio eletrônico e a 10 cm da superfície, posicionados em intervalos de 1 cm. A Figura 42 a seguir mostra o cenário modelado.

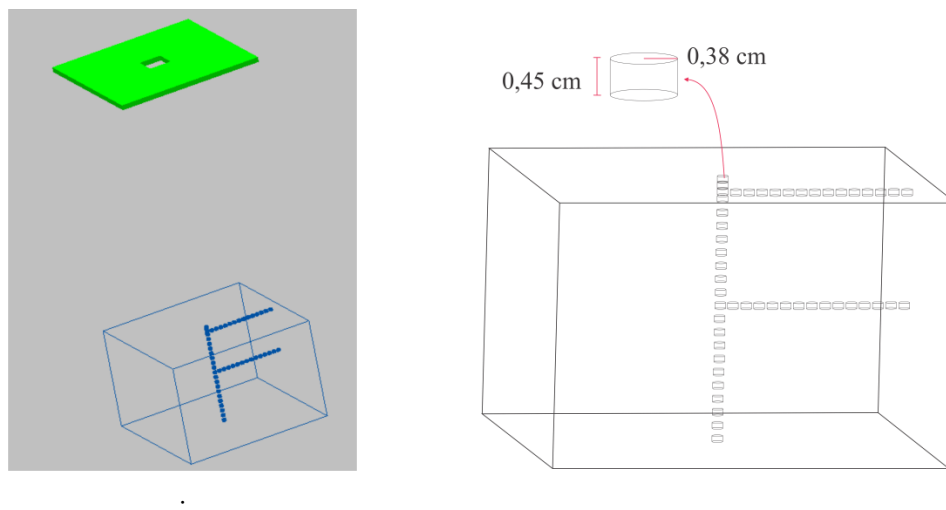


Figura 42: Esquema para a obtenção das medidas da dose dentro e fora do eixo central.

Foi estimada a energia depositada nos cilindros de água utilizando o comando “tally” *F8. Para essas simulações foram realizadas 9×10^8 histórias de fótons, que exigiram um tempo computacional de aproximadamente dezoito dias.

3.6.2. TAXA DE DOSE NA ENTRADA DA PELE

Para a verificação da uniformidade da dose em procedimentos de TBI, são utilizados dosímetros para medida das taxas de dose na entrada da pele do paciente e na saída em relação à fonte. Para isso são geralmente usados dosímetros termoluminescentes e câmaras de ionização (CORTÉS, 2012; SCAFF, 2001) sobre regiões específicas sobre o corpo do paciente.

Em um trabalho desenvolvido por Scaff (2001) foram descritos vinte (20) procedimentos reais de Irradiação de Corpo Inteiro, onde a medida da taxa de dose foi feita com câmaras de ionização posicionadas sobre as regiões da cabeça, tórax, abdômen, coxa, perna, braço e antebraço, como mostrado na Figura 43. Baseado nesse trabalho, foram modeladas no MCNPX sete esferas de ar de volume de $0,6 \text{ cm}^3$, para que representassem as câmaras de ionização do trabalho experimental, posicionadas de acordo com a média das coordenadas desses dosímetros nos vinte procedimentos realizados, para uma distância foco-superfície fixa de 220 cm.

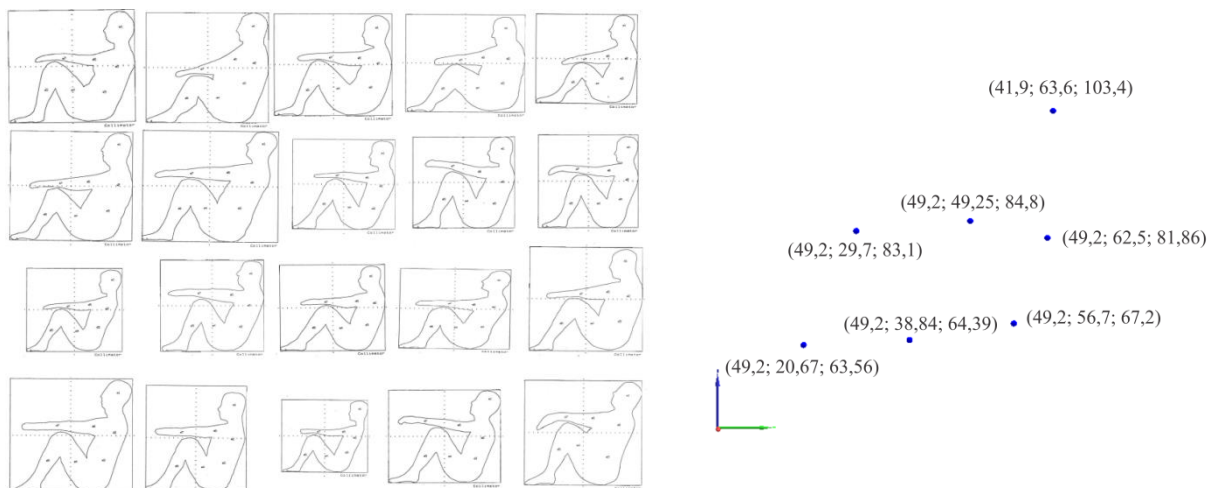


Figura 43: Posicionamento de câmaras de ionização para medir a taxa de dose de entrada em procedimentos de TBI. À esquerda estão ilustrados os contornos dos 20 pacientes e as posições dos dosímetros e à direita as coordenadas média dos detectores (adaptado de SCAFF (2001)).

Para esta etapa foram realizadas seis simulações, sendo que em todas foi utilizada uma fonte de Cobalto-60. Nas duas primeiras os detectores de ar foram irradiados com e sem a sala de tratamento, para que fosse avaliada apenas a contribuição do espalhamento da radiação na taxa de dose estimada sem a presença do simulador antropomórfico no cenário, como mostrado na Figura 44.

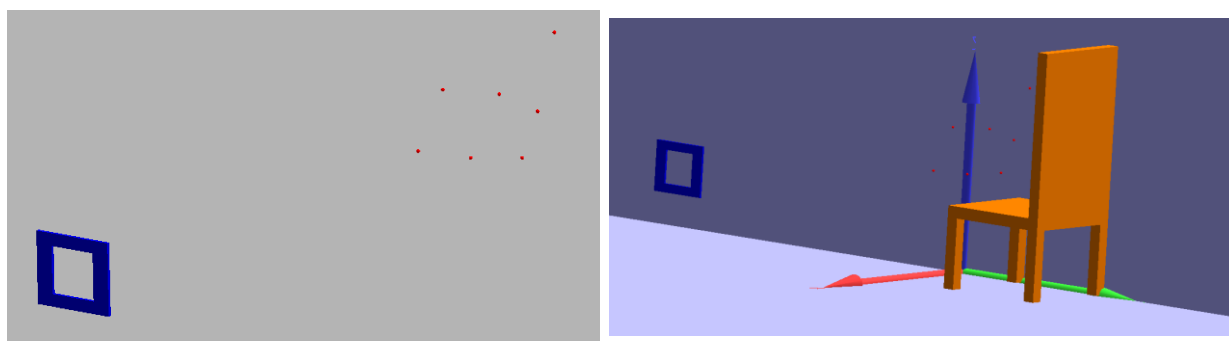


Figura 44: Irradiação dos detectores de ar sem a sala de tratamento, à esquerda, e com a sala, à direita.

Na terceira simulação foi criado o simulador humano de água, em uma postura de tratamento semelhante à dos pacientes do trabalho experimental para que os detectores ficassem exatamente sobre a superfície do simulador. Na quarta simulação, o simulador de água foi substituído pelo simulador UFHADF na postura sentada, como mostrado na Figura 45.

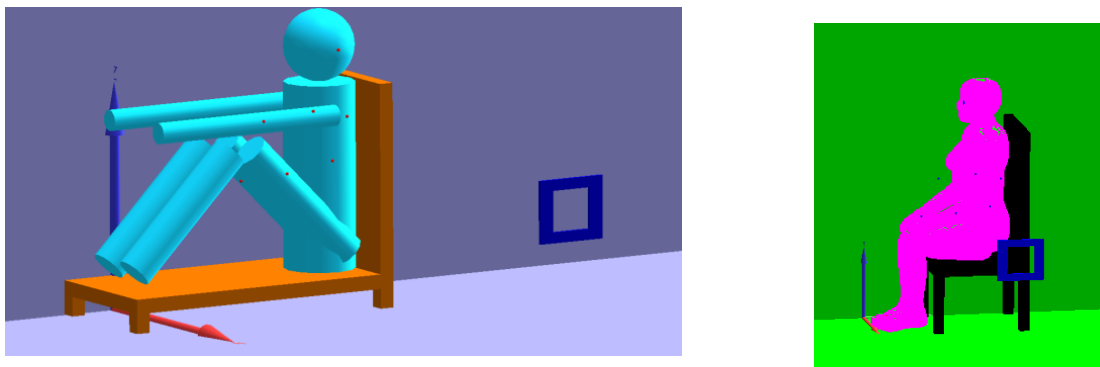


Figura 45: Comparação da taxa de dose absorvida nos detectores pela influência dos simuladores de água e o híbrido.

Devido à diferença na postura do simulador híbrido e na postura dos pacientes do trabalho experimental, foram mantidos apenas os detectores sobre a região do tórax e abdômen, como mostrado na Figura 46. Esses dois detectores foram aproximados do simulador para que ficassem sobre a pele do mesmo, aumentando assim a distância foco-superfície em poucos centímetros.

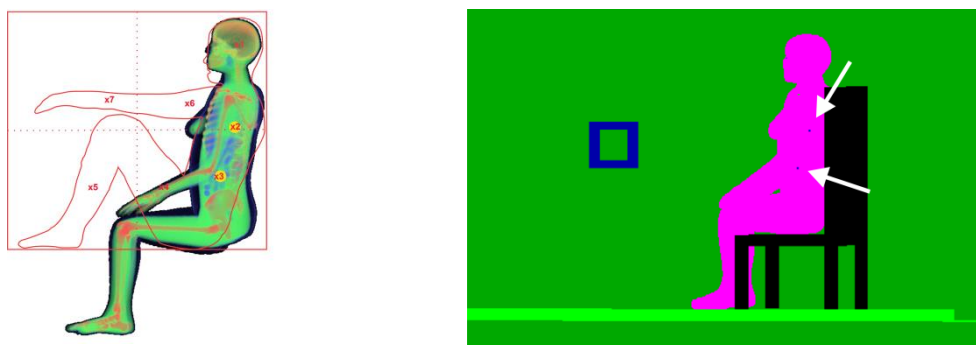


Figura 46: Detectores sobre as regiões do tórax e abdômen posicionados sobre a pele do simulador.

Para que fosse desconsiderada a contribuição causada pelo braço do simulador híbrido na taxa de dose, foram retirados os braços do simulador com o auxílio do software ImageJ (FERREIRA; RASBAND, 2012). A visualização do simulador e do cenário é mostrada na Figura 47.

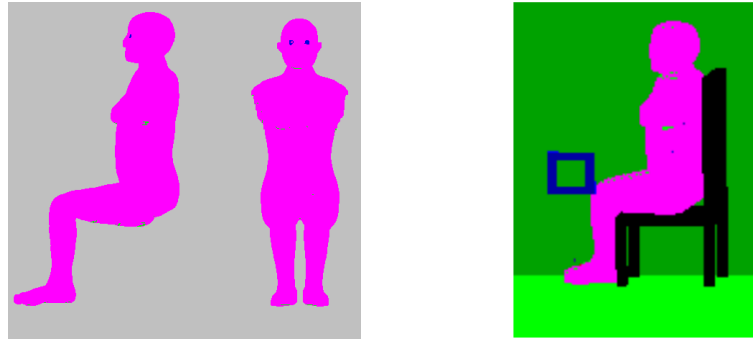


Figura 47: Irradiação LLAT do simulador feminino sem os braços.

Nas células que definem as esferas de ar (detectores) foi calculado o comando “tally” F5, que mede o fluxo de fótons em um detector pontual. A Taxa de dose (\dot{D}) é obtida a partir do uso de fatores de conversão publicados na ICRP 21, mostrados na Tabela 13, que permitem relacionar o fluxo de fótons com a taxa de dose pela equação a seguir.

$$\dot{D} = DF(E) \cdot \phi \cdot A \quad (3.70)$$

onde ϕ é fluxo de fótons estimado, A é a atividade da fonte (em Bq), $DF(E)$ é o fator de conversão e E é a energia. Os resultados das simulações são fornecidos em unidade de rem/h, que são convertidos para cGy/min ao multiplicar o resultado por $\left(\frac{2 \cdot (1,14) \cdot (0,876)}{60} \frac{\text{cGy}}{\text{min}}\right) \left(\frac{\text{rem}}{\text{h}}\right)^{-1}$.

Tabela 13: Fatores de conversão de fluência em taxa de dose (adaptado de ICRP, 1973).

Energia (E) (MeV)	DF(E) $\left(\frac{\text{rem}}{\text{h}}\right) \left(\frac{\text{fótons}}{\text{cm}^2 \text{s}}\right)^{-1}$
0,01	2,78E-06
0,015	1,11E-06
0,02	5,88E-07
0,03	2,56E-07
0,04	1,56E-07
0,05	1,20E-07
0,06	1,11E-07
0,08	1,20E-07
0,1	1,47E-07
0,15	2,38E-07
0,2	3,45E-07
0,3	5,56E-07
0,4	7,69E-07

Energia (E) (MeV)	DF(E)
	$\left(\frac{\text{rem}}{\text{h}}\right) \left(\frac{\text{fótons}}{\text{cm}^2\text{s}}\right)^{-1}$
0,5	9,09E-07
0,6	1,14E-06
0,8	1,47E-06
1	1,79E-06
1,5	2,44E-06
2	3,03E-06
3	4,00E-06
4	4,76E-06
5	5,56E-06
6	6,25E-06
8	7,69E-06
10	9,09E-06

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. COMPARAÇÃO DAS CURVAS DE PORCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA COM MEDIDAS EXPERIMENTAIS

Um dos critérios utilizados para as medidas de controle de qualidade de equipamentos de teleterapia são as curvas de Porcentagem de Dose Profunda (PDP) que fornecem informações sobre a qualidade do feixe (TARTAR, 2014). Conforme o item 3.6.1, foram simulados os espectros do Cobalto-60 e de um acelerador de 6 MV em profundidade na água para o cálculo das curvas de PDP para fins de comparação e validação desses espectros. As simulações foram feitas para os campos de 10 cm x 10 cm e de 25 cm x 25 cm.

A partir da equação (2.36) foram obtidas as curvas para o feixe de 6 MV para dois tamanhos de campo simulados, esses resultados foram comparados com os valores médios de quatro medidas experimentais para essa mesma energia encontrados na literatura (GIGLIOLI, 2012) como mostrado na Figura 48.

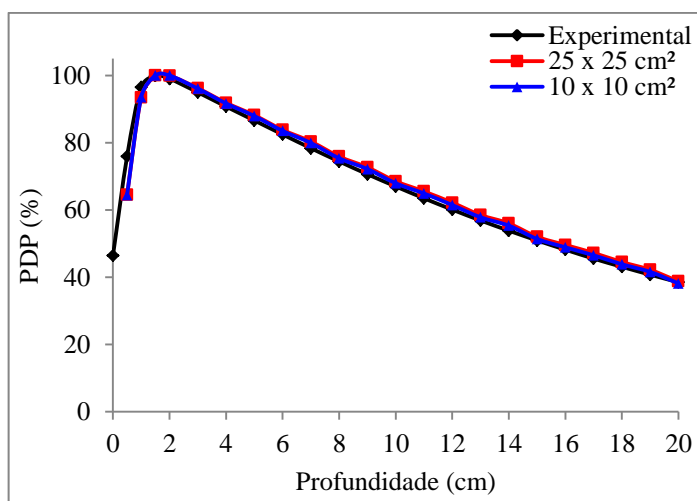


Figura 48: Comparação das curvas de PDP simuladas no MCNPX com medidas experimentais para o espectro de fótons de aceleradores lineares 6 MV.

Da superfície até 1,5 cm de profundidade é observada a região de *buildup*, assim como encontrado na literatura para aceleradores lineares de 6 MV (BERDAKY, 2000; GIGLIOLI, 2012). Essa região de crescimento de dose ocorre devido a grande quantidade de ionizações quando fótons passam a interagir com o bloco de água aumentando assim a fluência de elétrons e também a dose absorvida até a profundidade máxima. Após isso, a fluência de elétrons decresce já que a fluência de fótons decresce continuamente devido à atenuação, o que justifica o caráter exponencial observado na curva. Nas duas curvas simuladas a medida mais discordante dos valores experimentais ocorreu na profundidade de 0,5 cm, apresentando uma diferença relativa pouco superior a 15%, mas que não comprometeu as outras medidas.

Também é observado na Figura 48 que não houve grandes variações na dose no eixo central com o aumento do tamanho do campo. Para o de 25 cm x 25 cm os resultados foram levemente superiores devido à maior contribuição do espalhamento. A diferença relativa da PDP dessa curva com a experimental foi de 1,29%, já para o campo 10 cm x 10 cm essa diferença relativa foi de 0,5%.

Para as simulações com a fonte de Cobalto-60 foi considerada uma distância foco-superfície de 80 cm para adequação aos dados experimentais. Os resultados das simulações são mostrados na Figura 49. A diferença relativa foi de 4,59% para o campo de 10 cm x 10 cm em relação às medidas experimentais fornecidas pelo Ribeiro (2014).

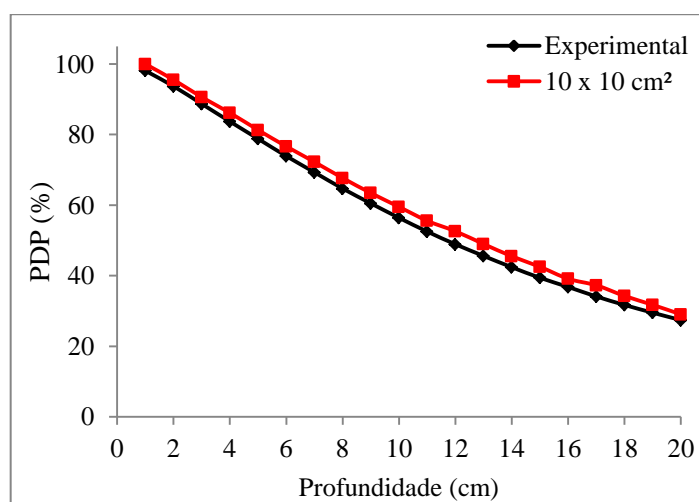


Figura 49: Comparação das curvas de PDP simuladas no MCNPX com medidas experimentais para o Cobalto-60.

4.2. COMPARAÇÃO DOS PERFIS DO FEIXE COM O AUMENTO DO TAMANHO DO CAMPO

Com o aumento do tamanho do campo, há um aumento do espalhamento dos fótons, cujos efeitos são evidentes para as regiões mais externas, direção para onde os fótons são predominantemente espalhados (KHAN, 2003). Para avaliar esses efeitos, foram calculados os perfis do feixe de radiação para o espectro do acelerador linear de 6 MV utilizando a equação 2.37, normalizados em relação à dose no eixo central às profundidades de 1,5 cm e a 10 cm de para os campos de 10 cm x 10 cm e 25 cm x 25 cm. Para o Cobalto-60 foram feitas apenas as medidas para 10 cm de profundidade. Os resultados das simulações para o campo de 10 cm x 10 cm são mostrados na Figura 50.

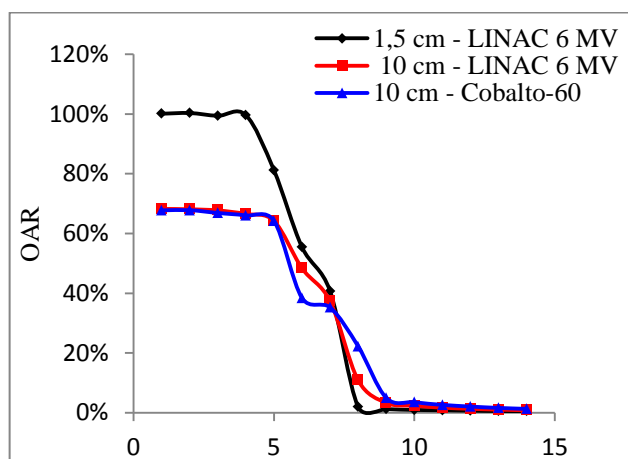


Figura 50: Comparação dos perfis do feixe para os campos de 10 cm x 10 cm.

Assim como esperado, com o aumento da profundidade também há uma redução na porcentagem de dose na distribuição radial do feixe. Para os campos de 10 cm x 10 cm a diminuição da dose é mais acentuada entre 5 e 8 cm do eixo central, assim como encontrado por Tartar (2014) para medidas a 10 cm de profundidade. Para distâncias ainda maiores a dose fora do eixo central se aproxima de zero. Além disso, não foram observadas grandes variações entre as medidas a 10 cm de profundidade para o Cobalto-60 e para o espectro do acelerador linear de 6 MV.

Os resultados das simulações para o campo de 25 cm x 25 cm são mostrados na Figura 51. É observado que com o aumento do tamanho a diminuição da dose ocorre próximo de 14 cm do eixo central. Giglioli (2012) encontrou essa diminuição mais acentuada a 15 cm do eixo central, para os mesmos parâmetros utilizados nas simulações.

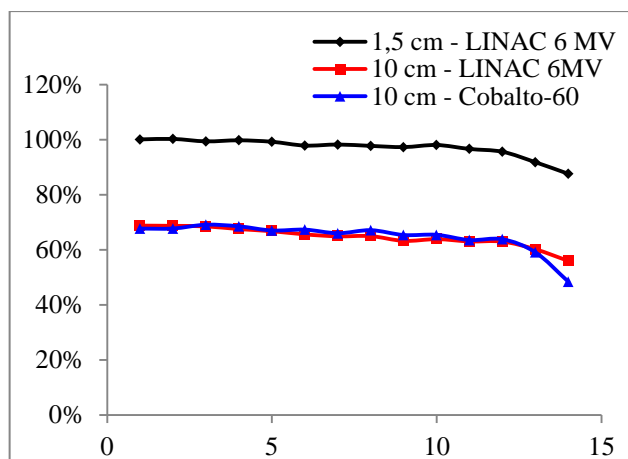


Figura 51: Comparação dos perfis do feixe para os campos de 25 cm x 25 cm.

Também pode ser visto que o feixe se propaga uniformemente em relação ao tamanho do campo, o que é um aspecto importante para a distribuição homogênea da dose segundo Tartar (2014).

4.3. DOSE DE ENTRADA NA PELE

A homogeneidade da dose é um fator essencial e difícil de ser conseguido em procedimentos de TBI por se tratar da irradiação de um campo grande e irregular que é influenciado por diversos fatores como energia, distancia foco-superfície, posição do paciente, taxa de dose no ar, entre outros. Por esse motivo o cálculo da dose *in vivo* é uma tarefa complexa e como deve ser realizada em 50% das vezes que o paciente é submetido a esse tratamento (SCAFF, 2001; GIORDANI, 2004) torna-se impraticável na rotina clínica. Por esta razão foram simulados computacionalmente cenários de Irradiação de Corpo Inteiro para a estimativa da taxa de dose de entrada na pele utilizando detectores pontuais e o espectro já validado do Cobalto-60 no item 4.1 para o campo de 10 cm x 10 cm.

Nas seis simulações computacionais realizadas foi estimada a taxa de dose de entrada na pele em sete regiões anatômicas (cabeça, tórax, abdômen, coxa, perna, braço e antebraço). Os resultados das simulações foram comparados com medidas experimentais feitas com câmaras de ionizações encontrados no trabalho de Scaff (2001). A comparação dos resultados é mostrada na Figura 52, onde foram descartados os valores calculados para as regiões da cabeça, braço e antebraço, pois não havia dados experimentais para a comparação.

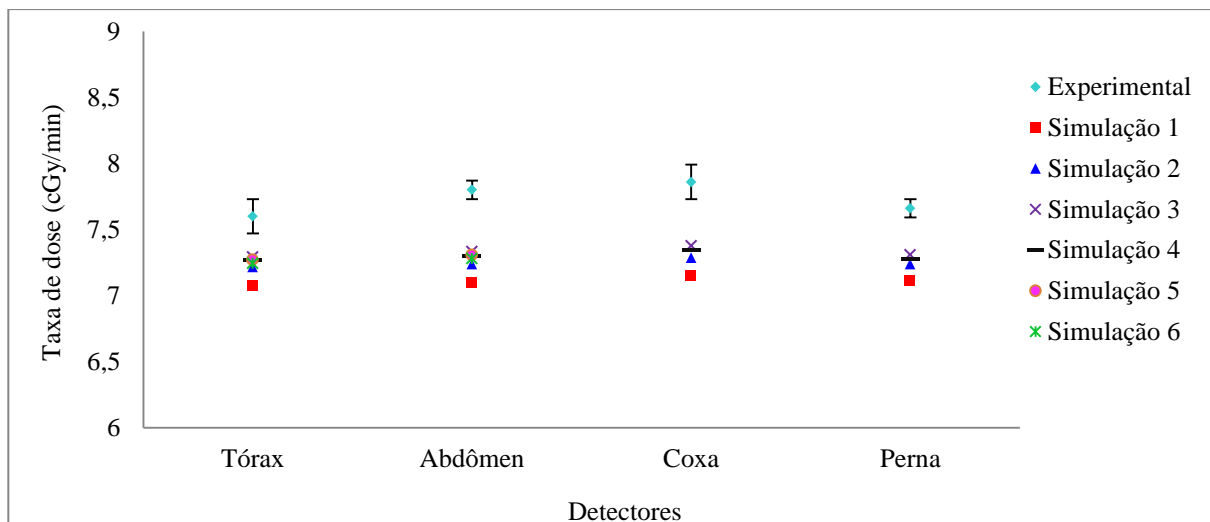


Figura 52: Comparação das taxas de dose de entrada na pele para procedimentos de TBI com fonte de Cobalto-60.

Como mostrado na Figura 52, as taxas de dose calculadas na Simulação 3 foram as que mais se aproximaram dos resultados experimentais, cuja diferença relativa mínima foi de 4,05% para o detector posicionado sobre o tórax e máxima de 6,16% para o detector na região da coxa. Nessa simulação foi modelado computacionalmente um simulador antropomórfico de água na postura sentada com os braços sobre os joelhos, na mesma postura adotada pelos pacientes em que foram feitas as medidas experimentais. A aproximação desses valores com a grandeza verdadeira se deve à representação mais fiel à postura do paciente e também à maneira como o simulador de água foi adaptado aos detectores para que ficassem dispostos sobre sua superfície.

Os resultados das Simulações 1 e 2 foram os que mais se distanciaram das medidas experimentais, chegando a atingir uma diferença relativa de 9,04%. Isso se deve a pouca fidelidade ao cenário real, afetando assim acurácia das taxas de dose simuladas (DUNN, 2012). A comparação dos resultados da Simulação 2 com a simulação 1 apresentou a diferença relativa de até 2%, o que mostra uma aproximação em relação aos valores experimentais com a adição da sala de tratamento no cenário de exposição.

Após a inserção do simulador híbrido UFHADF no cenário foram calculadas as taxas a dose com os detectores pontuais a distância fixa de 220 cm da fonte (Simulação 4), valor utilizado no trabalho de Scaff (2001), e depois colocados sobre a pele do simulador variando em aproximadamente 10 centímetros a distância foco-superfície (Simulação 5). A partir disso, houve um aumento médio de 0,056%, na taxa de dose, que apesar de pouco significativo, é

atribuído ao aumento no espalhamento de fótons causado pela interação da radiação com a pele do paciente.

Foram retirados os braços do simulador para que fosse desconsiderada a contribuição do espalhamento para a taxa de dose. Isso foi necessário para uma melhor comparação dos resultados com os dados experimentais encontrados na literatura em que a postura adotada para o tratamento não há influência do braço na lateral do torso. Foi observada uma diminuição da taxa de dose de 0,36% já que foi reduzido um dos elementos do cenário de exposição que influenciavam no espalhamento da radiação.

Devido à concordância dos resultados das simulações com as medidas experimentais terem sido menores que 10%, mesmo que com poucas informações sobre o cenário real e parâmetros associados aos procedimentos, foi considerado que as simulações estão coerentes, o que permitiu a realização das simulações para a estimativa da dose nos órgãos.

4.4. DOSE EQUIVALENTE E EFETIVA NA IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO

As análises das variações na dose equivalente (H) foram feitas para todos os cenários de Irradiação de Corpo Inteiro listados na Tabela 9, que utilizam o simulador masculino. Esse simulador foi escolhido porque de acordo com uma estimativa realizada pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA) os homens são mais suscetíveis a algumas das doenças listadas no levantamento que para o tratamento necessitam do transplante de medula óssea (INCA, 2014).

Para o cálculo da dose efetiva (E) foram utilizados os resultados das simulações da Tabela 10, com o simulador feminino, e os resultados das simulações da Tabela 9 com mesmos parâmetros da anterior.

4.4.1. VARIAÇÕES NA DOSE EQUIVALENTE PARA A POSTURA SENTADA

Foram realizadas seis simulações computacionais de Irradiação de Corpo Inteiro utilizando o simulador UFHADM na postura sentada. Nas Figuras 53 e 54 a seguir são comparadas as variações na dose equivalente em procedimentos de TBI com Cobalto-60 e fótons de 6 MV, para as geometrias de exposição lateral esquerdo (LLAT) e lateral direito (RLAT).

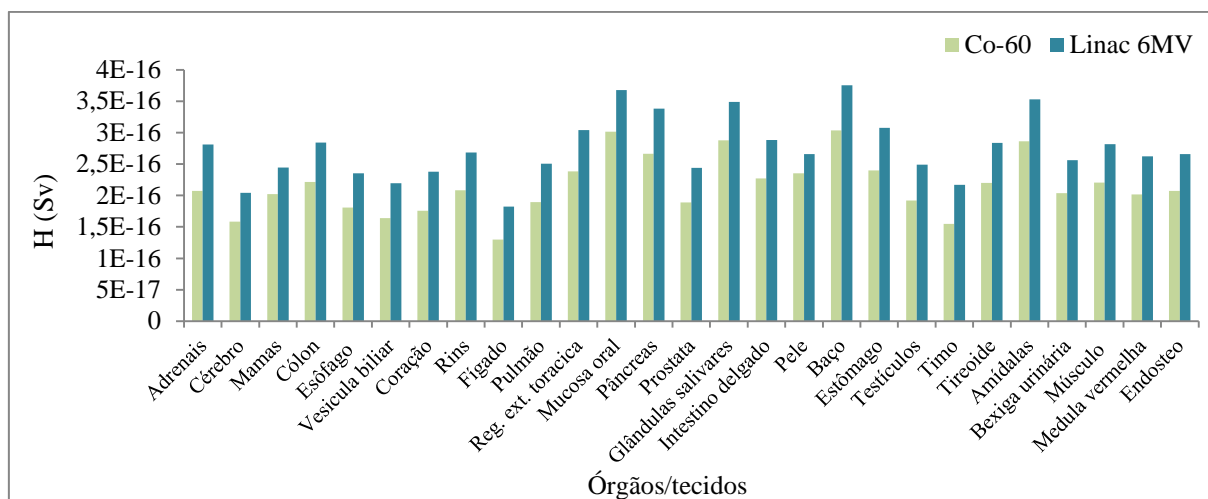


Figura 53: Dose equivalente para órgãos e tecidos na geometria de incidência LLAT.

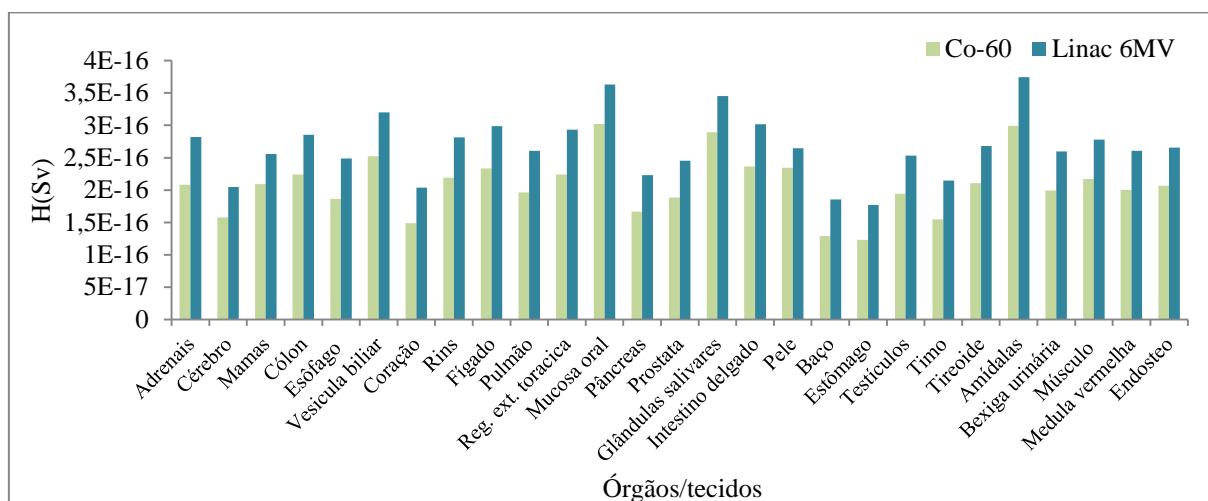


Figura 54: Dose equivalente para órgãos e tecidos na geometria de incidência RLAT.

Com a alteração da fonte de Cobalto-60 para o espectro do acelerador linear houve um aumento na dose equivalente em todos os órgãos. Esse aumento foi superior a 35% para adrenais, coração e timo para ambas as geometrias de incidência. No fígado esse aumento foi de 40,73% para a projeção LLAT. Para o baço e o estômago o aumento na dose equivalente foi de 43,49% e 43,37%, respectivamente, para a projeção RLAT. Isso se deve ao aumento da energia feixe, uma vez que a energia média dos raios gama emitidos pelo Cobalto-60 é de 1,25 MeV e os fótons produzidos no acelerador linear possuem energia de 6 MV, aumentando sua capacidade de penetração e ionização do meio. O que justifica a dose equivalente ser maior para órgãos posicionados mais distantes em relação à geometria de irradiação quando utilizado o espectro do acelerador linear de 6 MV, como mostra a Figura 55.

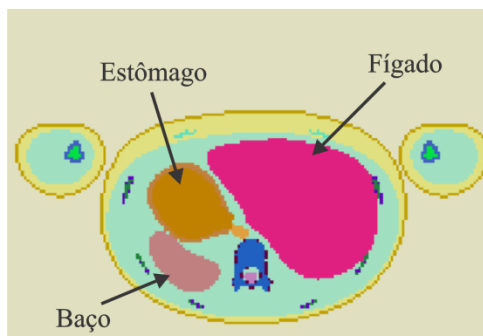


Figura 55: Fatia do simulador UFHADM na postura sentada onde são mostrados os órgãos que receberam maior dose com o aumento da energia do feixe.

Para ambas as geometrias de incidência os órgãos com maiores valores de dose equivalente foram mucosa oral, glândulas salivares e amídalas. Para a projeção LLAT também foi significativa a dose absorvida no baço e na região extratorácica, e para a incidência RLAT a dose na vesícula biliar, devido à maior proximidade desses órgãos em relação à fonte. Segundo a AAPM (1986) essa postura de tratamento não oferece uma distribuição homogênea da dose, no entanto, em alguns centros de radioterapia a adotam para adequação às limitações no tamanho do campo.

Como mostrado nas Figuras 53 e 54, não houve grandes variações da dose no pulmão com a modificação das geometrias de irradiação devido à atenuação realizada pelos braços do simulador. O pulmão é o órgão crítico mais importante em TBI, e por esse motivo há uma maior preocupação da blindagem da radiação nesse órgão. Leer et. al. (1990) sugeriram que a blindagem no pulmão poderia ser realizada, de maneira simples e imprecisa, pelos próprios braços do paciente em irradiações laterais com o paciente sentado ou em decúbito dorsal.

De acordo com Quast (1987) em procedimentos de TBI as condições de espalhamento são essencialmente alteradas e por isso não pode ser negligenciada a contribuição desse efeito pelas paredes e o chão ao contrário de outras técnicas de radioterapia com feixes externos. Por esse motivo a lei do inverso do quadrado não pode ser aplicada por extrapolação para a estimativa da dose em TBI (QUAST, 1987). Sendo assim, as variações na dose absorvida também podem estar relacionadas com o espalhamento causado pelos elementos presentes no cenário de irradiação. Para analisar o local mais adequado da sala de tratamento para o procedimento, foram comparados os resultados das simulações nas geometrias de incidência RLAT onde o paciente se encontra distante e próximo às paredes da sala, conforme mostrado por Scaff (2001). A Figura 56 mostra a comparação dos resultados para o Cobalto-60 e para o acelerador linear de 6 MV.

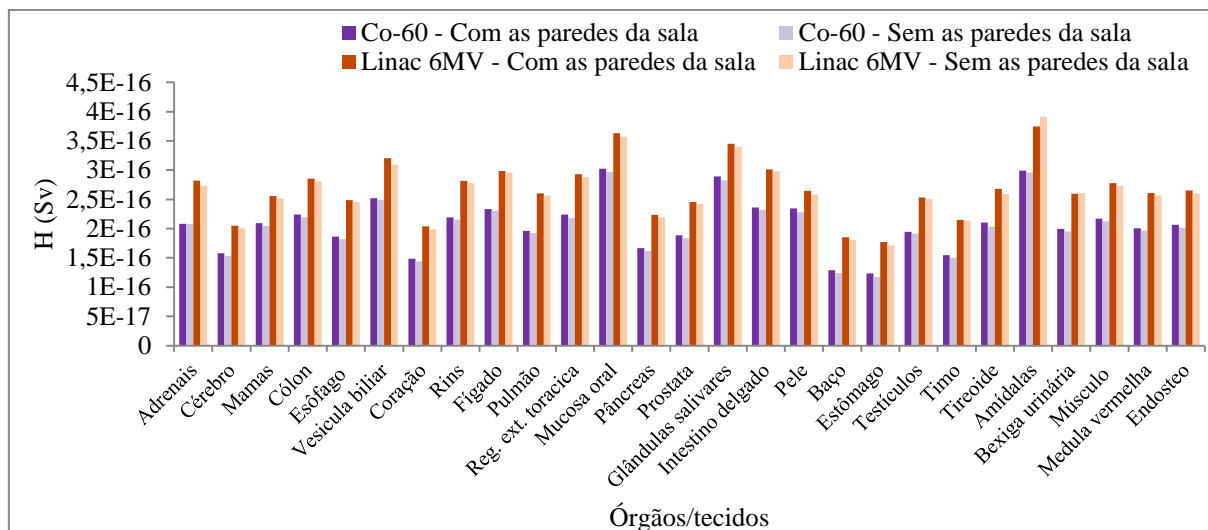


Figura 56: Dose equivalente em procedimentos de TBI próximo e distante das paredes da sala de tratamento.

Os resultados das simulações sem as paredes da sala mostraram que houve uma diminuição na dose equivalente para a maioria dos órgãos, pois a retirada de elementos do cenário diminui o espalhamento. A diminuição na dose foi mais significativa, próxima de 5%, para o coração, baço e estômago para as duas fontes utilizadas. Isso acontece porque esses órgãos estão posicionados do lado esquerdo do corpo e, portanto, sofrem maior influência do espalhamento pela interação dos fótons com as paredes para a geometria de irradiação RLAT como ilustrado na Figura 57.

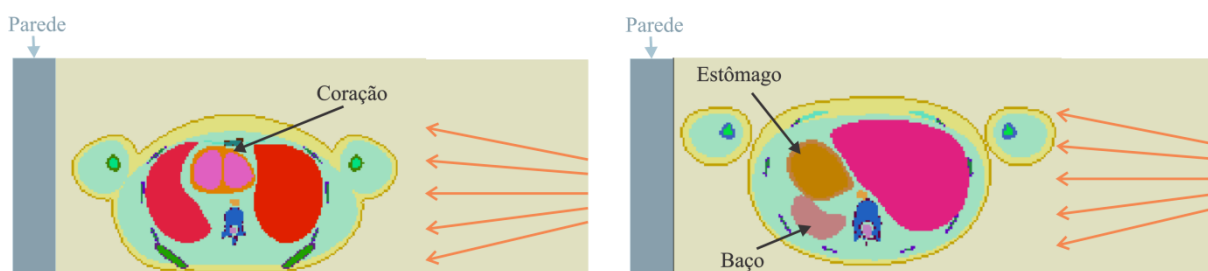


Figura 57: Fatias do simulador UFHADM onde é mostrada a proximidade das paredes em relação aos órgãos que recebem maior dose por efeito do retroespalhamento.

Piotrowski et. al. (2007) também avaliaram as variações na dose absorvida pelo espalhamento causado pela parede da sala em procedimentos de Irradiação de Corpo Inteiro para várias distâncias entre o *phantom* e a parede. Foi observado que para órgãos mais próximos às paredes da sala as variações na dose para feixes de fótons de 6 MV chegaram a atingir 4 a 7%. Isto mostra que a nossa simulação está coerente com os trabalhos já realizados, mesmo utilizando metodologias diferentes.

4.4.2. VARIAÇÕES NA DOSE EQUIVALENTE PARA A POSTURA DEITADA

Foram simulados procedimentos de TBI com o paciente posicionado a uma distância de 30 cm do chão segundo a proposta de Evans et. al. (2007) utilizando uma blindagem no pulmão de placas de chumbo de 2,8 mm de espessura posicionadas a 10 cm do paciente. Para essas condições o simulador UFHADM na postura deitada foi irradiado nas geometrias AP e PA com as fonte de Cobalto-60 e o espectro de 6 MV, cujos resultados são mostrados nas Figuras 58 e 59 a seguir.

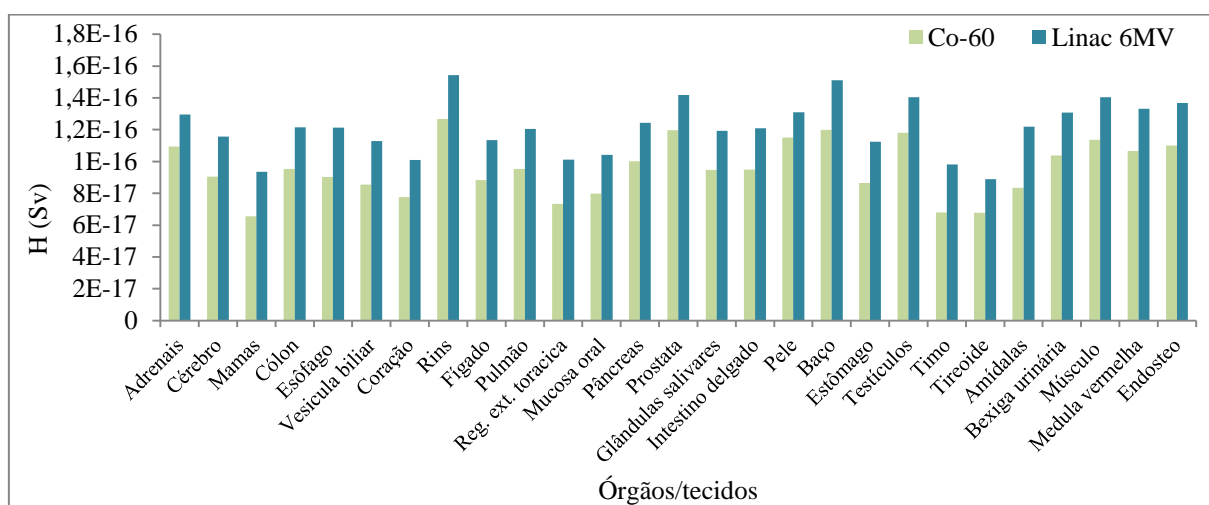


Figura 58: Dose equivalente na irradiação pósterio-antero do simulador UFHADM na postura deitada.

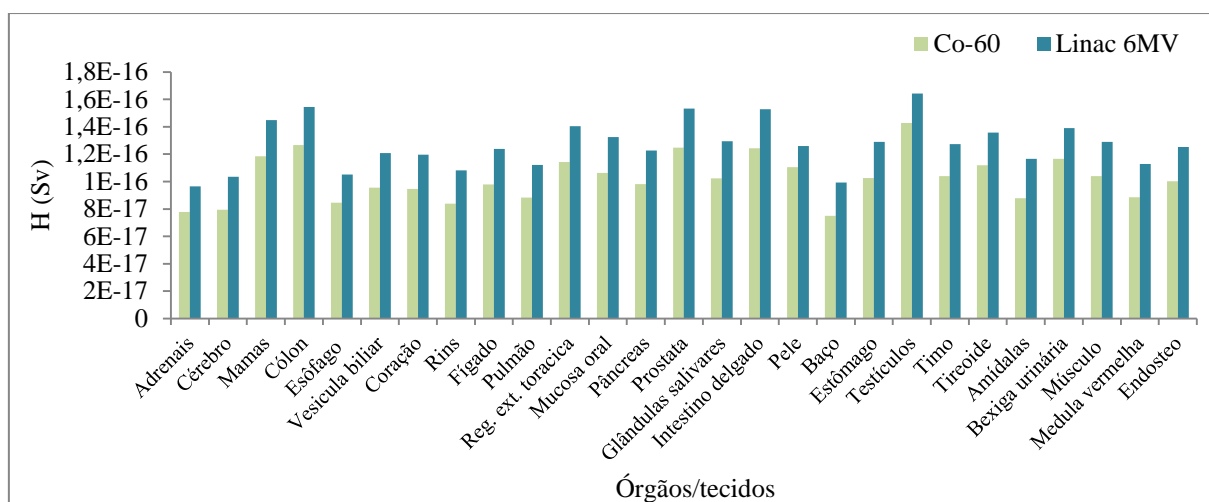


Figura 59: Dose equivalente na irradiação antero-posterior do simulador UFHADM na postura deitada.

A partir das Figuras é observado que com a modificação das geometrias de incidência e da postura do simulador UF houve uma maior uniformidade na distribuição da dose se comparado às irradiações laterais discutidos na seção anterior. Quast (1987) mostrou que as

irradiações AP/PA para o tratamento de pacientes na postura deitada resultam em uma melhor homogeneidade da dose e facilitam a blindagem da radiação no pulmão. Para Dominique et. al. (1995) essa técnica é simples, prática, reproduzível e confortável para o paciente, além de não necessitar do uso de tecidos compensadores se comparado às irradiações laterais. Segundo Peters et. al. (2015) a irradiação em decúbito ventral apenas não é recomendada para pacientes previamente condicionados com quimioterapia, o que pode levar ao cansaço, náuseas e fraqueza muscular.

Também foi observado que na geometria de incidência PA com a alteração da fonte de Cobalto-60 para o feixe de 6 MV, o aumento na dose equivalente foi mais significativo para as mamas (42,41%), esôfago (34,38%), vesícula biliar (32,04%), região extratorácica (37,76%), timo (44,36%) e amídalas (46,23%). Na Figura 60 é mostrada a posição desses órgãos em relação à geometria de irradiação. De acordo com Dominique et al. (1995) isso acontece porque o Co-60, por ser menos energético, deposita a maior parte de sua energia próximo à superfície, onde interage mais com os ossos do simulador, o que justifica o aumento na dose na medula vermelha e no Endosteo. De acordo com o autor, para profundidades maiores que 25 cm, a uniformidade da dose é maior para aceleradores lineares de 6 MV.

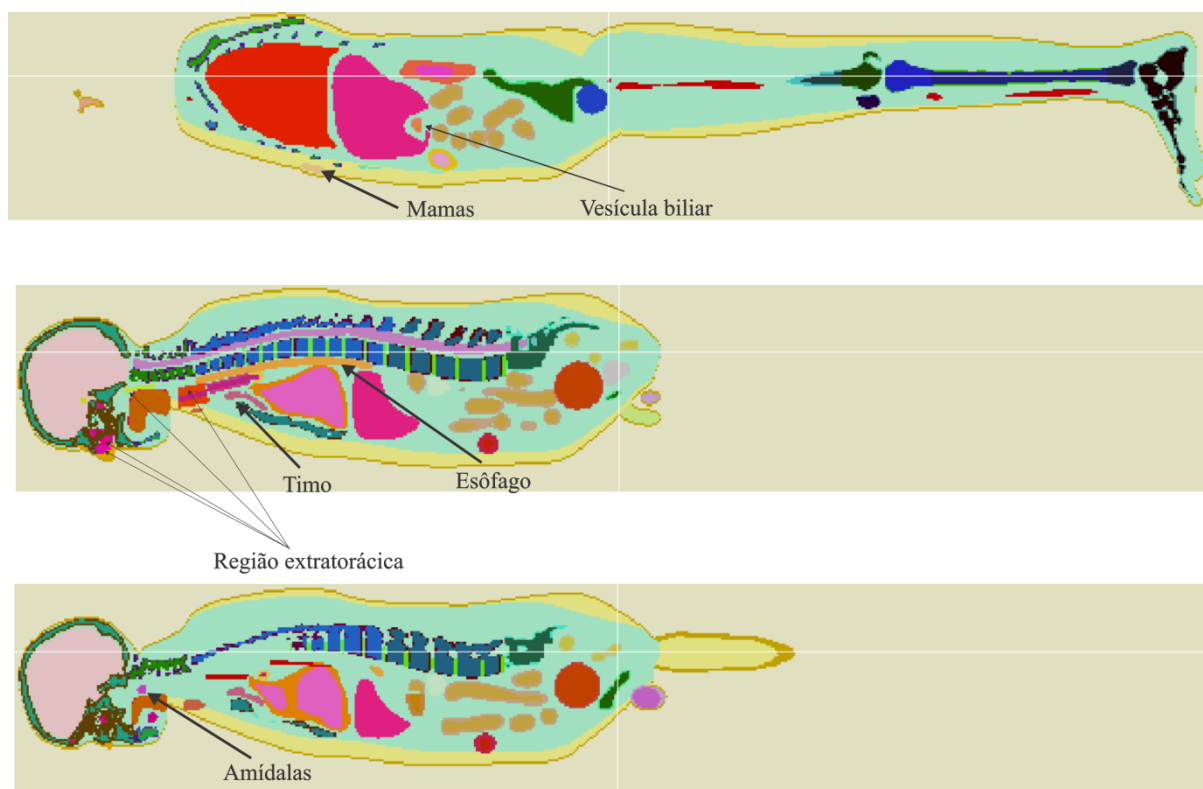


Figura 60: Fatias do plano sagital do simulador UFHADM para a geometria de irradiação PA.

Na irradiação PA os maiores valores da dose equivalente foram para o baço, rins, próstata, testículos, bexiga urinária, músculo, medula vermelha e Endosteo. Uma vantagem desta técnica para a Irradiação de Corpo Inteiro é uma maior dose absorvida pela medula vermelha, o que favorece a destruição da medula doente durante o procedimento. Na irradiação AP a dose equivalente foi maior para mamas, cólon, próstata, intestino delgado e testículos. Castro (2005) também verificou que a dose equivalente nas gônadas, cólon, estômago, bexiga, fígado e tireoide são superiores nas geometrias de irradiação AP, enquanto que na medula vermelha, endosteo, pulmão e esôfago foram superiores na geometria de irradiação PA. Isso acontece devido à maior proximidade desses órgãos em relação à fonte para cada uma das geometrias de incidência, como mostrado nas Figuras 61 e 62 a seguir.

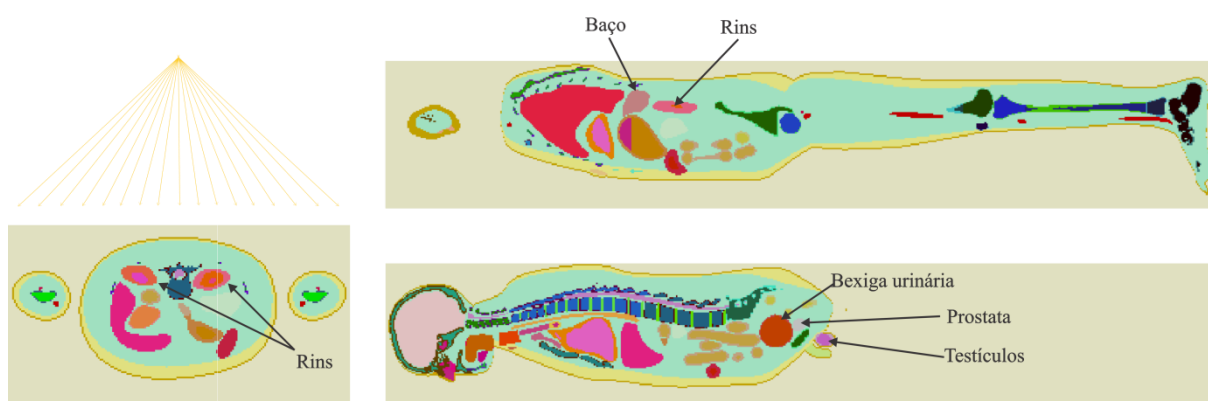


Figura 61: Fatias do simulador UFHADM onde é mostrada a posição dos rins, baço, bexiga urinária, testículos e próstata para a geometria de irradiação PA.

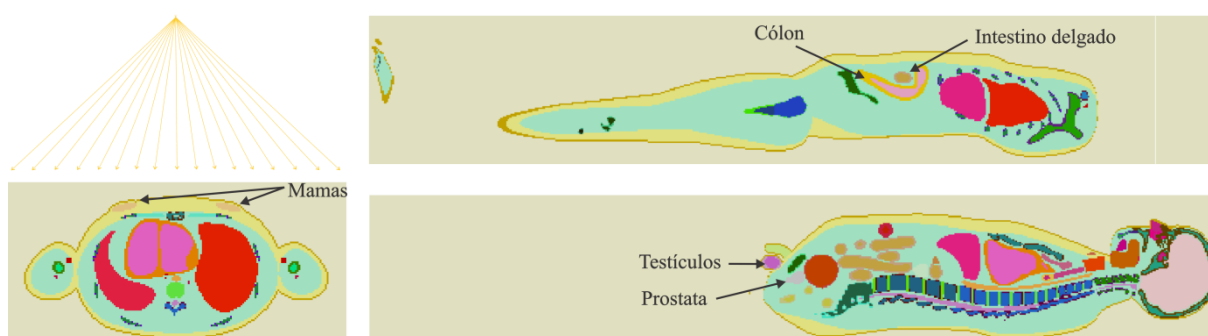


Figura 62: Fatias do simulador UFHADM onde é mostrada a posição das mamas, cólon, intestino delgado, testículos e próstata para a geometria de irradiação AP.

Para as duas geometrias de incidência os testículos e a próstata foram os órgãos que receberam maior dose, o que mostra a necessidade de blindagem nessa região. Sanghvi et. al. (2007) relatam a necessidade do desenvolvimento de objetos atenuadores de chumbo para proteger as gônadas em procedimentos de Irradiação de Corpo Inteiro. De acordo com o autor isso é necessário para preservar a fertilidade do paciente já que doses fracionadas de 1,4 a 3

Gy podem causar esterilidade permanente. Quaranta et. al. (2004) afirmam que esses efeitos são mais raros em adultos submetidos à TBI.

Para avaliar as variações na dose absorvida com a alteração da distância foco-superfície foi simulado um cenário de Irradiação de Corpo de Inteiro na geometria de incidência AP com o paciente posicionado a 1 m do chão. Os resultados dos cálculos foram comparados com os resultados mostrados na Figura 59. A comparação das doses equivalentes é mostrada na Figura 63 a seguir.

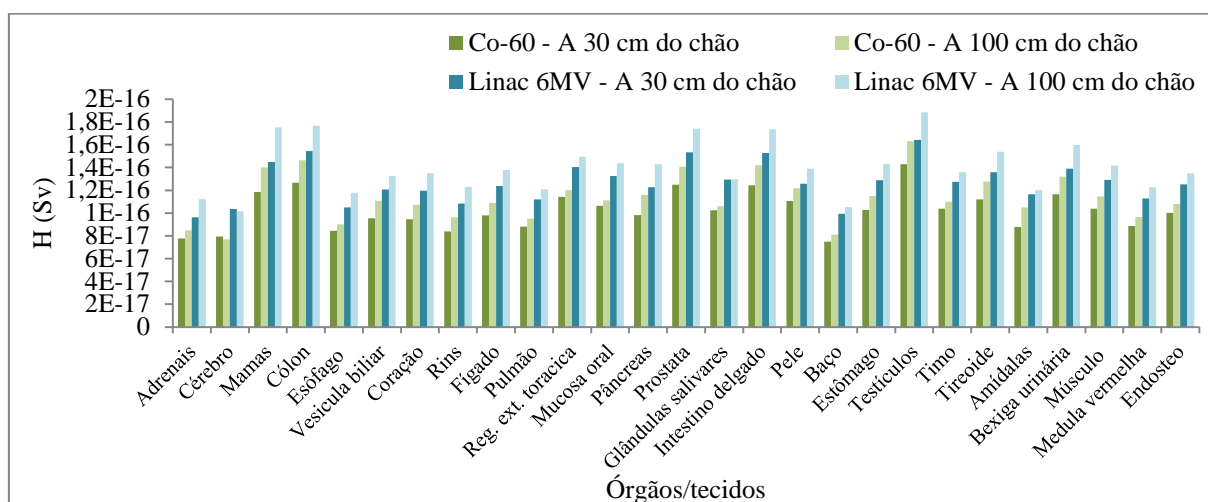


Figura 63: Comparação dose equivalente na irradiação AP do simulador UFHADM para duas distâncias de tratamento.

Com a aproximação da distância foco-superfície não foram observadas grandes modificações na distribuição de dose em relação aos resultados das simulações a 30 cm do chão, tanto para o Cobalto-60 quanto para o espectro de 6 MV. Quando utilizado o Cobalto-60, esse aumento foi mais significativo para vesícula biliar (16,19%) e amídalas (19,48%), já quando utilizado o espectro do acelerador linear esse aumento foi maior para adrenais (16,41%).

Com a diminuição da distância-foco superfície em 70 cm pode-se observar um aumento médio na dose equivalente de aproximadamente 10%, o que é justificado pela lei do inverso do quadrado da distância, que apesar de não poder ser utilizada diretamente para cálculo da dose nos órgãos por desconsiderar os efeitos de atuação e espalhamento, a dose absorvida possui essa dependência (PODGORSK, 1985). Para esse caso, os efeitos da lei do inverso do quadrado são muito expressivos o que faz com que não se possa analisar as contribuições do espalhamento realizado pelo chão para a dose absorvida.

O aumento na dose equivalente foi mais significativo para as mamas (19,54%), cólon (14,94%), próstata (13,14%), intestino delgado (13,92%), testículos (14,50%), tireoide (13,82%) e bexiga urinária (14,06%), que também haviam sido os órgãos que absorveram maior dose para a distância convencional de tratamento na geometria de incidência AP.

4.4.3. USO DE OBJETOS COMPENSADORES DE PULMÃO NA IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO

As variações na distribuição da dose no paciente são resultado de campos não uniformes, variações no contorno do paciente, densidade e efeitos das condições de espalhamento na região de interesse. Devido a tantos fatores influenciarem na uniformidade da dose, algumas vezes é necessário manter a dose no pulmão abaixo da de outros órgãos e tecidos (DYK, 1987). Isso é necessário porque, como relatado por Leiper (1995), é comum o aparecimento de efeitos pulmonares tardios em adultos submetidos à Irradiação de Corpo Inteiro. Portanto, uma redução da dose no pulmão é necessária para evitar danos funcionais (YAO et. al., 2012).

Para a blindagem da radiação no pulmão foram modeladas placas de chumbo, como citado na seção anterior. Para avaliação da eficácia desses objetos foram simulados procedimentos de TBI utilizando o feixe de 6 MV para a irradiação AP do simulador UFHADM na postura deitada com e sem o uso compensadores. A comparação dos resultados é mostrada na Figura 64.

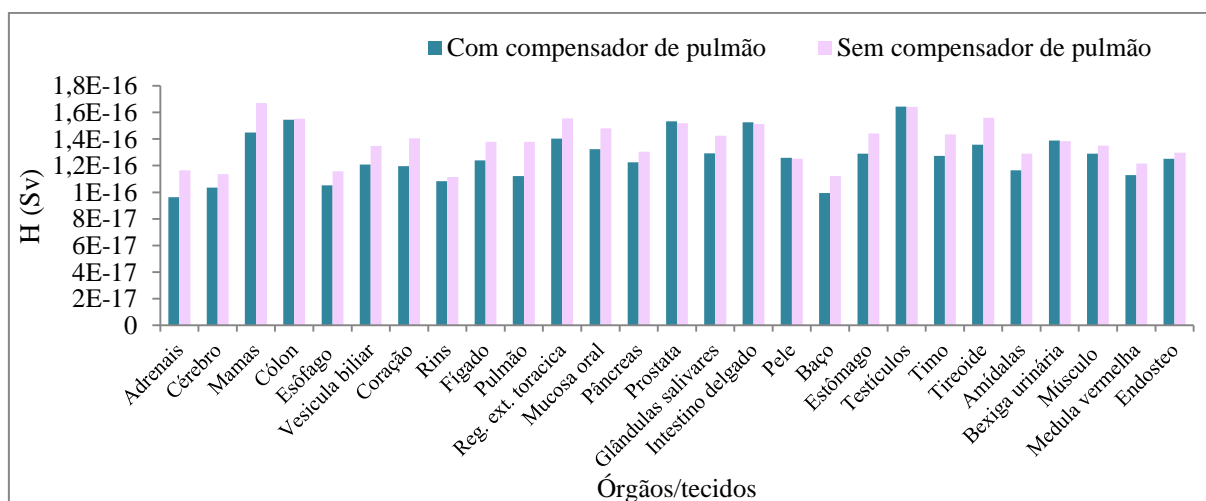


Figura 64: Dose equivalente na irradiação AP do simulador UFHADM na postura deitada com e sem o uso de compensadores de pulmão.

Os resultados mostraram que com a retirada dos compensadores de pulmão houve um aumento na dose equivalente para adrenais (20,87%), mamas (15,28%), coração (17,61%),

pulmão (23,05%) e tireoide (14,9%). O maior aumento na dose foi para o pulmão, o que mostra a eficácia da blindagem mesmo que com pouca sofisticação em sua modelagem. Evans et. al. (2006) afirmam que em procedimentos de TBI sem o uso de compensadores de pulmão, para essa mesma postura e geometria de incidência, pode levar a um aumento na dose nesse órgão de 18% em relação à dose prescrita, o que mostra que os resultados das simulações estão de acordo com o esperado pela literatura.

O aumento da dose equivalente observado em outros órgãos ocorre por estarem muito próximos ao pulmão e sofrerem influência da blindagem realizada, como mostrado na Figura 65. Isso revela a necessidade do desenvolvimento de compensadores para o pulmão de maneira mais precisa. Em geral o desenvolvimento desses objetos é feito baseado em imagens de tomografia computadorizada, que permitem avaliar a espessura mais adequada para os tratamentos de acordo com o tamanho e densidade do pulmão de cada paciente (EL-KATIB, 1989).

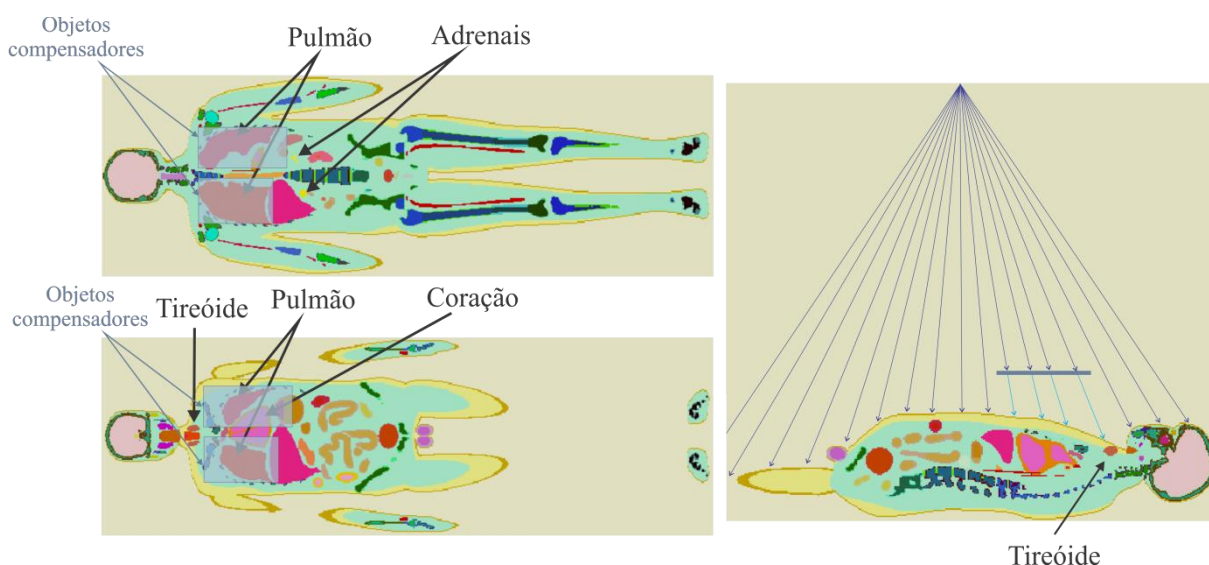


Figura 65: Fatias dos planos frontal e sagital do simulador UFHADM onde são mostrados os órgãos que sofreram influência da blindagem para o pulmão.

4.4.4. COMPARAÇÃO DA DOSE EQUIVALENTE COM O USO DE CAMPOS MÚLTIPLOS (ADJACENTES E SOBREPOSTOS) PARA A IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO COM FEIXES DE FÓTONS DE 6 MV

A publicação 17 da Associação Americana de Físicos em Medicina sugere o uso de campos múltiplos para a Irradiação de Corpo Inteiro (AAPM, 1986). Segundo Quast (1987) campos adjacentes são pouco utilizados, apenas em 15% dos casos, quando se pretende efetuar um planejamento para blindagem no pulmão pela combinação de campos. Para avaliar

as diferenças na dose equivalente com o uso de um e dois campos foram simulados procedimentos com campos adjacentes e sobrepostos para a Irradiação de Corpo Inteiro na geometria de incidência AP utilizando o espectro de 6 MV. Os resultados das simulações são mostrados na Figura 66.

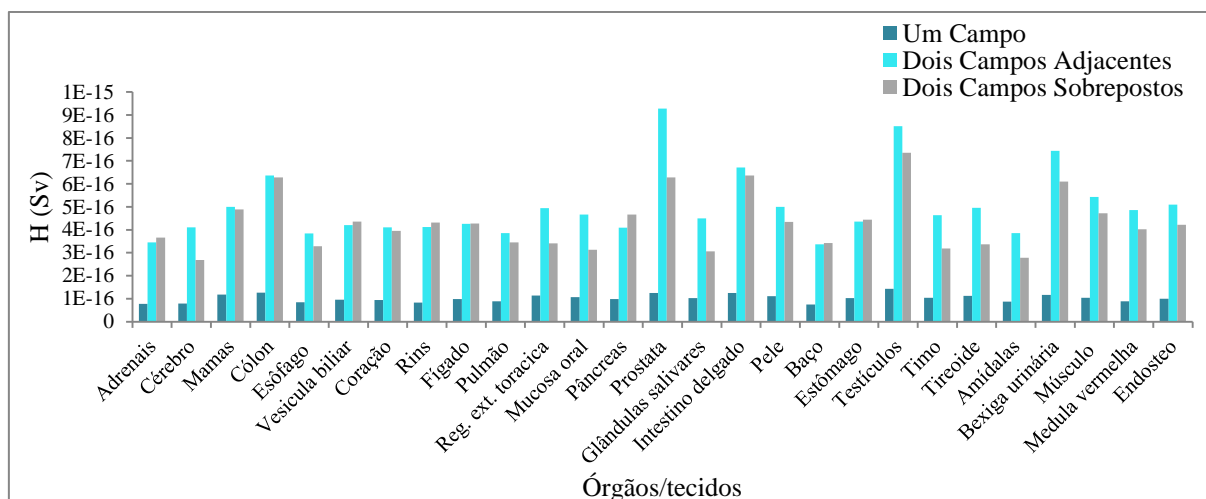


Figura 66: Dose equivalente na Irradiação de Corpo Inteiro com campos múltiplos.

A combinação de campos levou a um excessivo aumento na dose equivalente. Tanto para campos adjacentes quanto sobrepostos os valores da dose equivalente foram maiores para cólon, próstata, intestino delgado, testículos e bexiga urinária. Sendo assim, as regiões mais afetadas são a abdominal e pélvica, o que sugere o desenvolvimento de compensadores para atenuação da radiação nesses órgãos para esse tipo de procedimento.

É justificado na publicação 17 da AAPM que embora o uso de campos múltiplos seja uma possibilidade para TBI, a combinação de campos ocasionam problemas dosimétricos (AAPM, 1986). Zaki et. al. (2014) também observaram que o uso de dois campos adjacentes de fótons de 6 MV pode levar a altas dosagens na região da junção e que a sobreposição de campos em apenas 4 mm leva a doses inaceitáveis.

É observado que a distribuição da dose é menos uniforme quando utilizados campos adjacentes se comparado aos campos único e sobrepostos. Isso acontece porque as margens dos campos adjacentes se sobrepõem em uma região logo abaixo da superfície onde acontece uma superdosagem (SCAFF, 1997), como mostrado na Figura 67. Já para o caso em que os campos se sobrepõem antes de interagirem com a superfície, a região onde acontece essa superdosagem é maior o que faz com que a distribuição da dose seja mais uniforme.

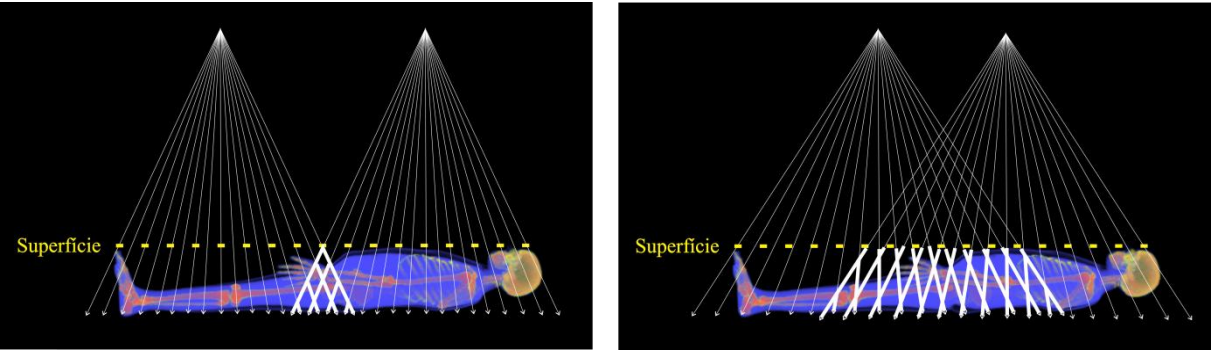
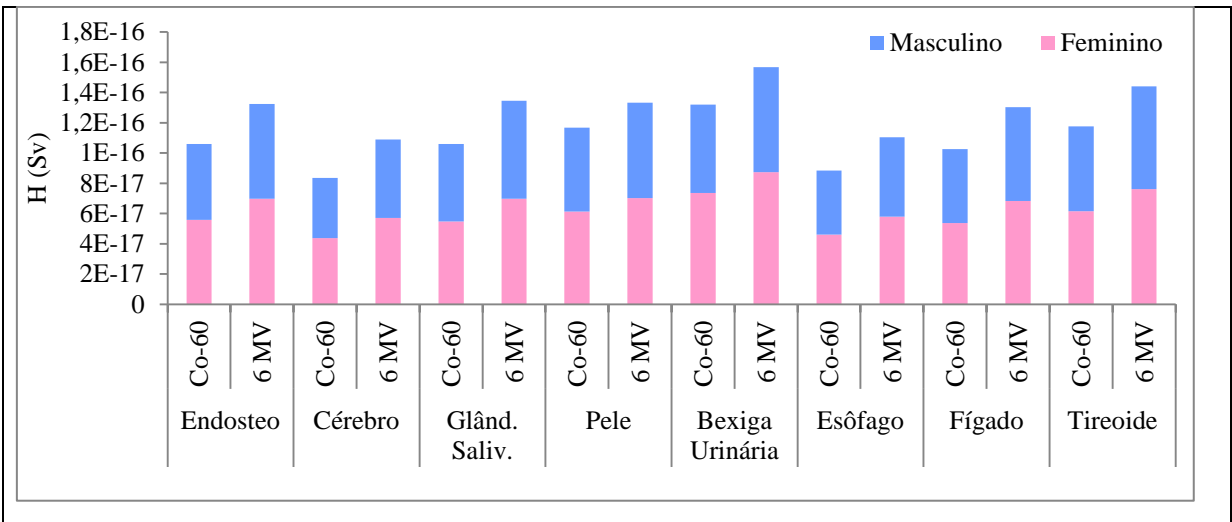


Figura 67: Regiões de superdosagem devido o uso de campos múltiplos em TBI.

4.4.5. COMPARAÇÃO DA DOSE EFETIVA PARA DIFERENTES FONTES DE RADIAÇÃO E GEOMETRIAS DE INCIDÊNCIA

Foi calculada a dose efetiva em procedimentos de Irradiação de Corpo Inteiro com Cobalto-60 e com acelerador linear de 6 MV nas geometrias de irradiação AP, PA, RLAT e LLAT a partir da média das doses equivalentes calculadas para os simuladores UFHADM e UFHADF nessas condições de exposição. Isso é necessário porque a dose efetiva é calculada para uma “Pessoa de Referência”, e, portanto, não considera características individuais como sexo e idade (ICRP, 2007). Nas Figuras de 68 a 71 são mostradas as doses equivalentes médias para órgãos e tecidos para as geometrias de irradiação citadas, evidenciando a contribuição das doses equivalentes dos simuladores masculino e feminino para o valor total.



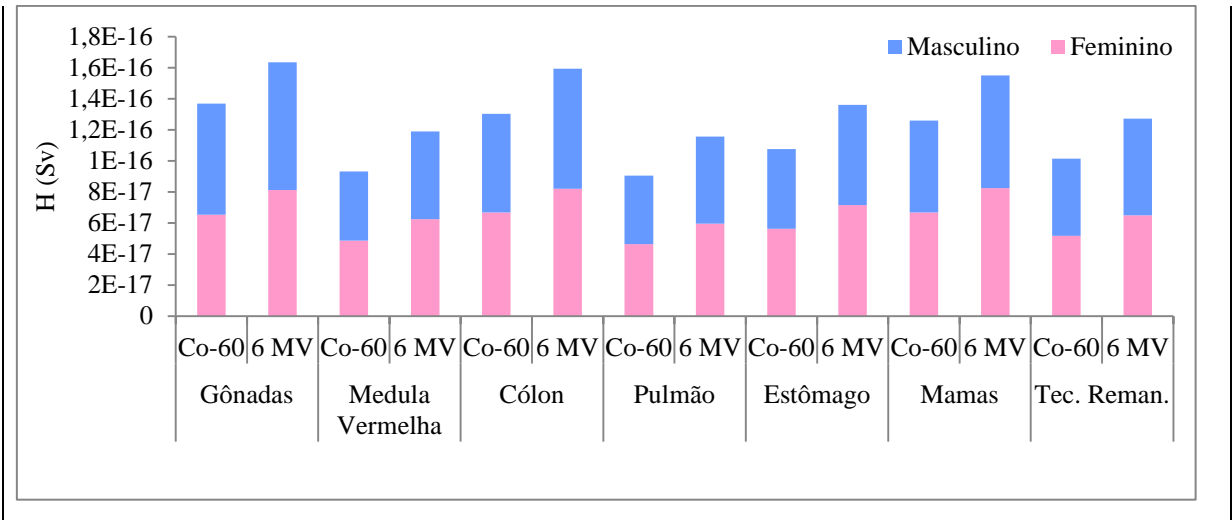


Figura 68: Dose equivalente média na Irradiação de Corpo Inteiro na projeção AP.

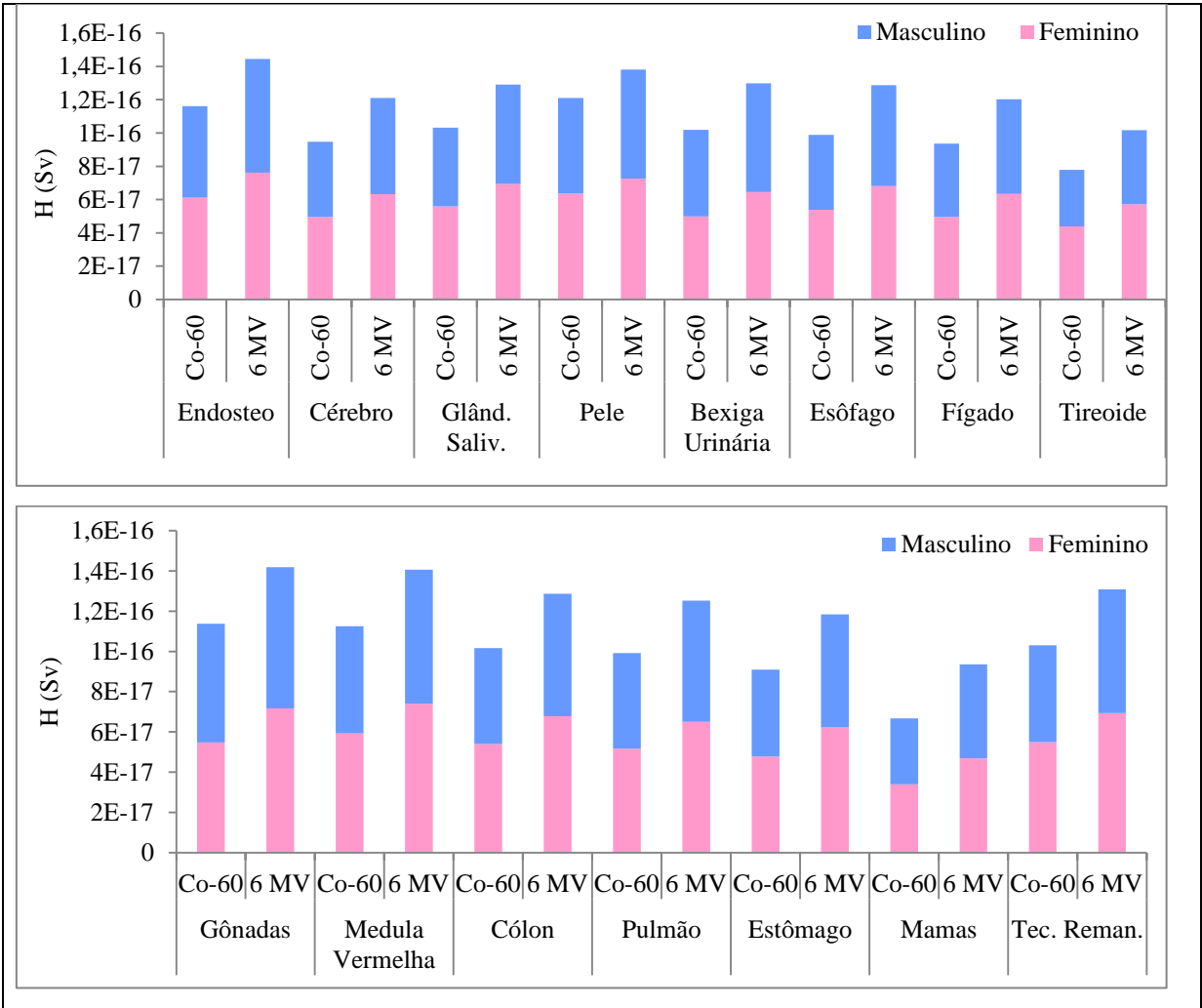


Figura 69: Dose equivalente média na Irradiação de Corpo Inteiro na projeção PA.

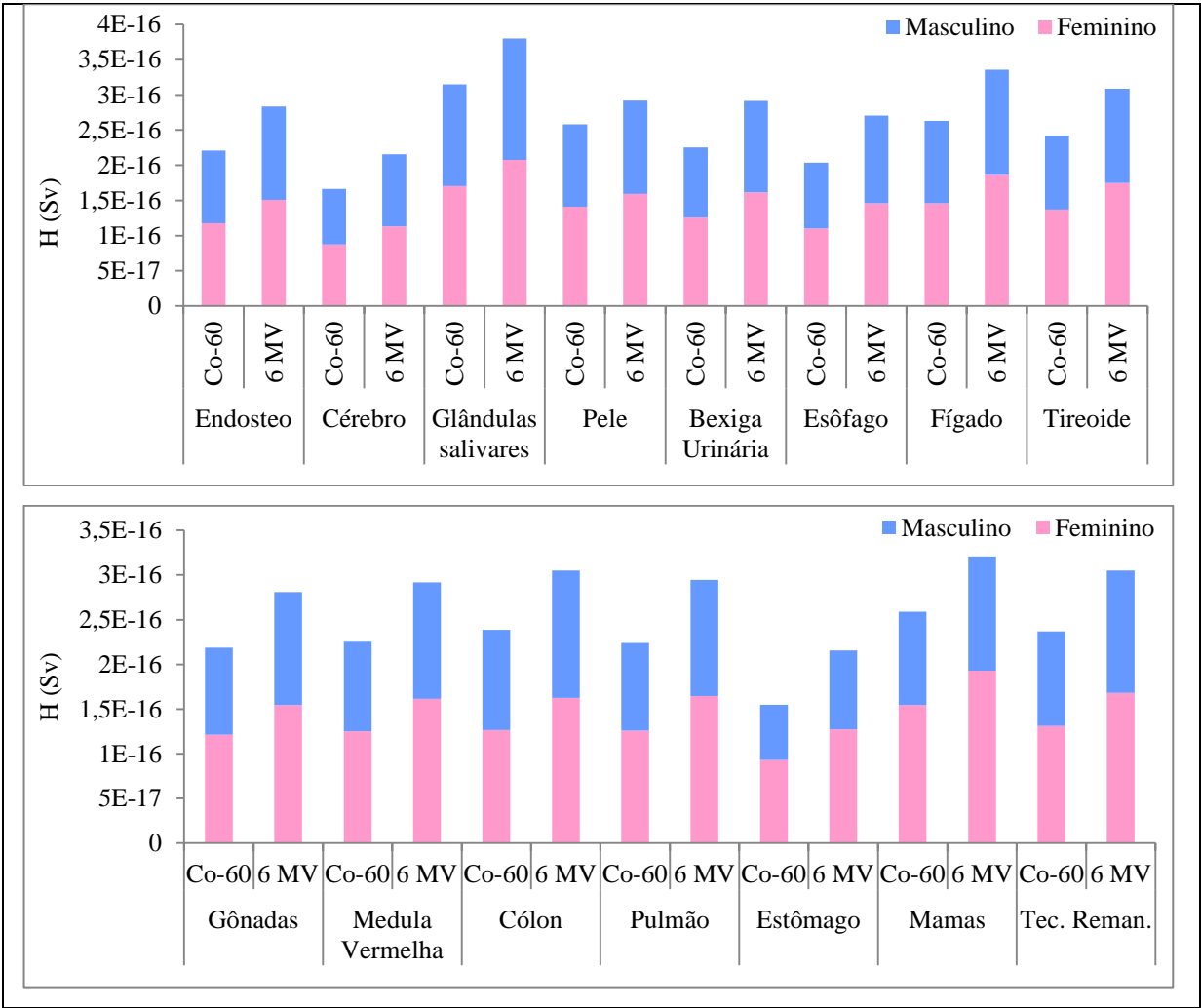
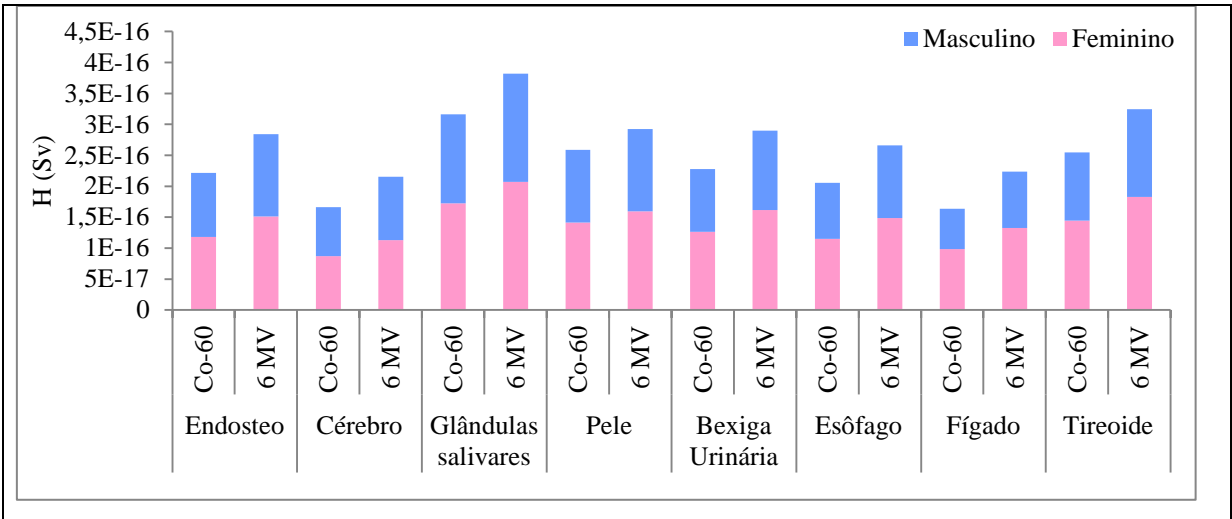


Figura 70: Dose equivalente média na Irradiação de Corpo Inteiro na projeção RLAT.



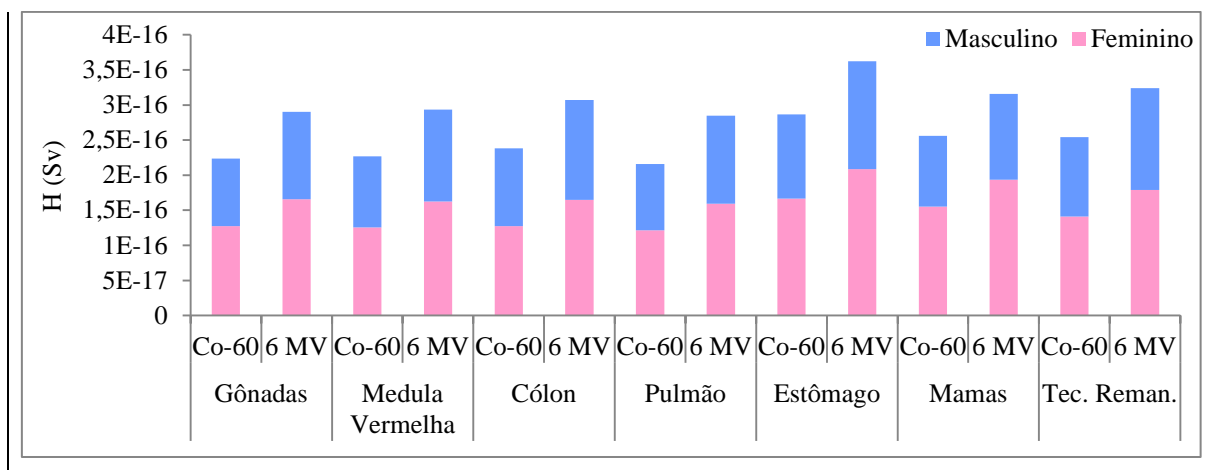


Figura 71: Dose equivalente média na Irradiação de Corpo Inteiro na projeção LLAT.

Embora não tenham sido discutidos nas seções anteriores os resultados das doses equivalentes para o simulador feminino, para que as análises não ficassem repetitivas, é observado nas Figuras de 68 a 71 que esses valores contribuem mais para a dose equivalente média para a maioria dos órgãos e tecidos. Os resultados apresentados nas figuras foram multiplicados pelos fatores de ponderação de órgãos e tecidos apresentados na Tabela 2 e então somados de acordo com a equação 3.2. As Figuras 72 e 73 a seguir mostram a contribuição de todos os fatores do somatório para a dose efetiva.

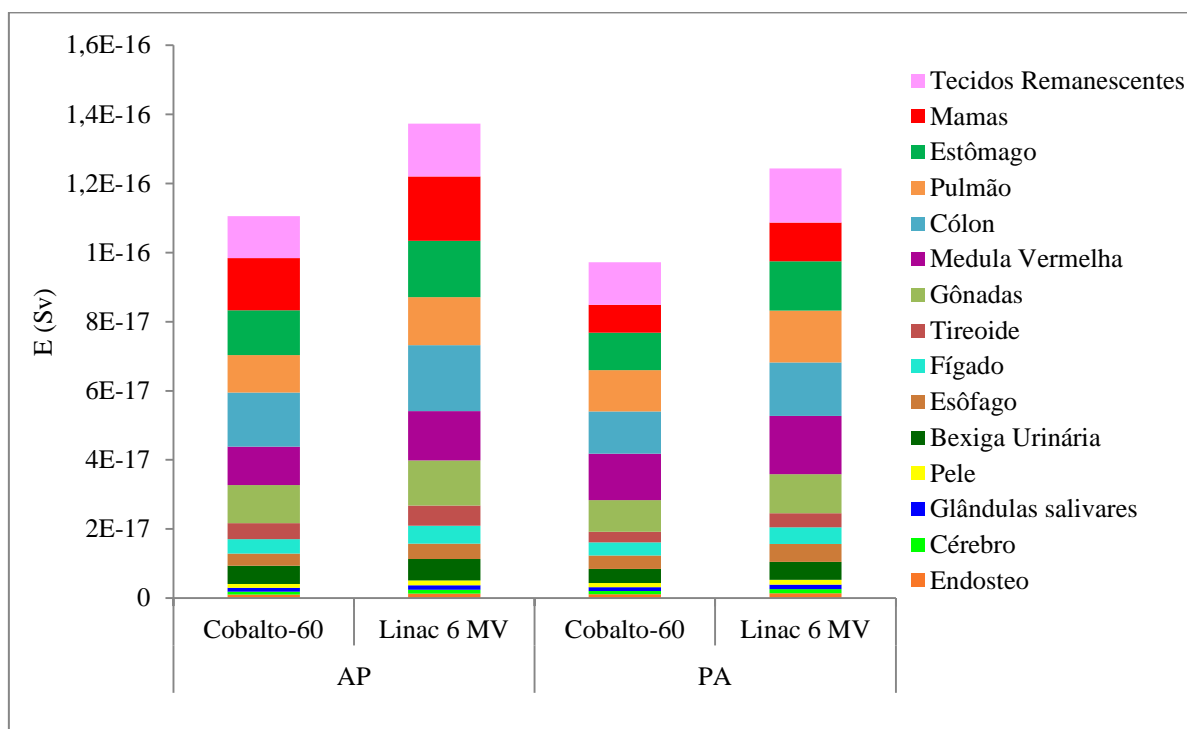


Figura 72: Contribuição dos fatores para a dose efetiva nas projeções AP e PA.

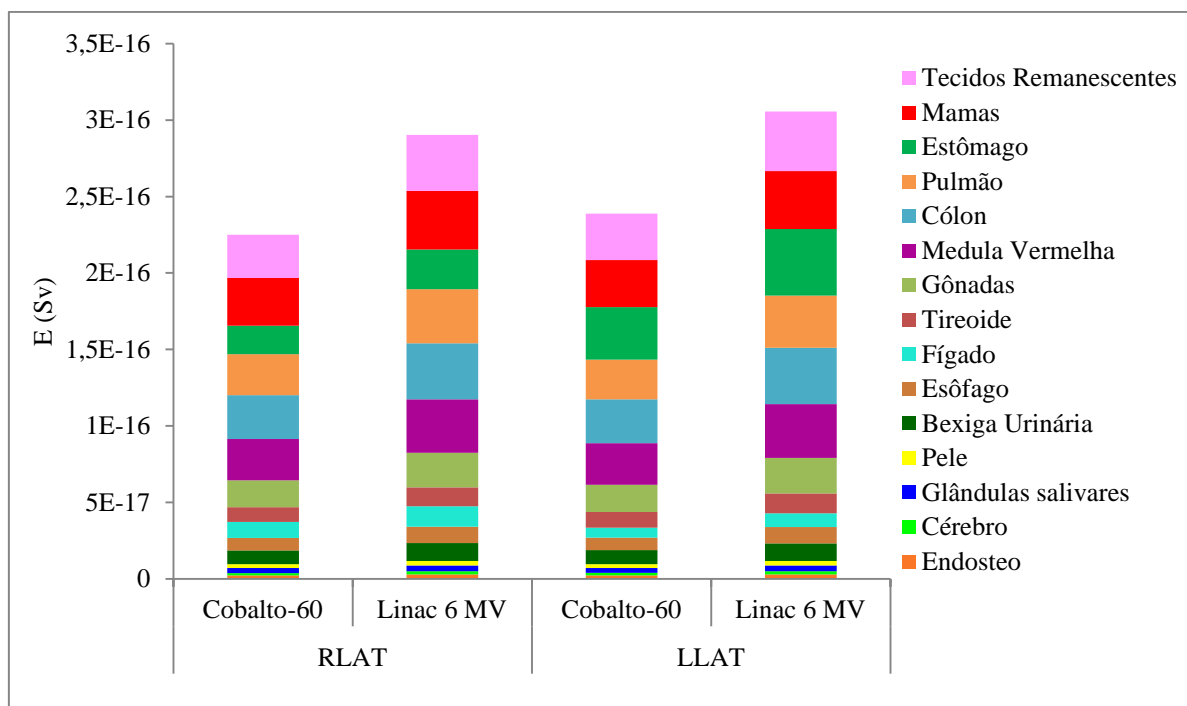


Figura 73: Contribuição dos fatores para a dose efetiva nas projeções RLAT e LLAT.

Na Figura 72 é possível ver que os fatores referentes às mamas, cólon e gônadas contribuem mais para a dose efetiva na geometria de incidência AP, enquanto que o fator referente à medula vermelha tem maior contribuição quando adotada a projeção PA. Já na Figura 73 é mostrado que o fator referente ao fígado tem maior contribuição para a dose efetiva na geometria de irradiação RLAT, e o fator referente ao estômago contribui mais na projeção LLAT. A comparação da dose efetiva em todos os casos estudados é mostrada na Figura 74 a seguir.

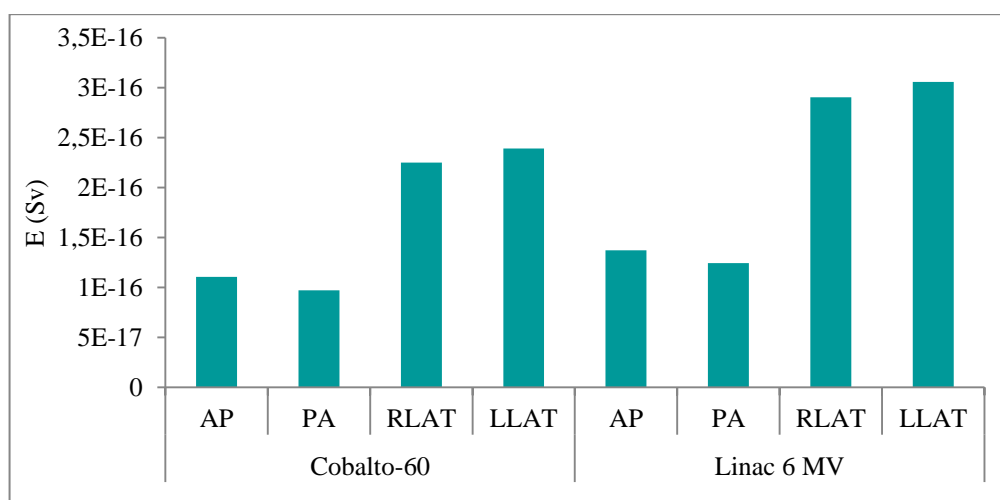


Figura 74: Comparação da dose efetiva em TBI nas geometrias de irradiação AP, PA, RLAT e LLAT em procedimentos com Cobalto-60 e acelerador linear de 6 MV.

Com o a modificação da fonte de Cobalto-60 para o espectro do acelerador linear houve um aumento na dose efetiva para todas as geometrias de irradiação. Esse aumento foi de 24,16% para AP, 27,91% para PA, 29,02% para RLAT e 27,93% para LLAT. Também é observado que a dose efetiva na projeção LLAT é 6,14% maior que em RLAT quando utilizado o cobalto e 5,24% quando utilizado o espectro de 6 MV. Já a dose efetiva na irradiação AP é superior a PA em 13,7% para o Cobalto-60 e 10,37% para o espectro de 6 MV. Ainda para este último caso, foi calculado que, para as condições de exposição estudadas, em irradiações AP a dose efetiva é 1,34 vezes maior que em PA quando utilizado o cobalto e 1,1 vezes maior quando utilizado o acelerador linear de 6 MV. Castro (2005) calculou a dose efetiva em um simulador matemático utilizando o código MCNP4B e obteve que os valores de E são sempre 3,6 vezes maior na geometria de incidência AP para fótons de 15 a 25 MV.

A comparação dos resultados também mostra que a dose efetiva nas irradiações laterais, com o paciente na postura sentada, chega a ser 146% maior que nas irradiações AP/PA com o paciente na postura deitada. Esse aumento pode ser atribuído tanto à geometria de incidência quanto à postura do paciente, por esse motivo é necessário analisar esses fatores separadamente.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÃO

A homogeneidade da dose é um dos principais critérios que deve ser mantido na Irradiação de Corpo Inteiro, no entanto, ela é afetada por vários fatores, o que pode levar ao comprometimento de órgãos mais sensíveis à radiação ionizante (SCAFF, 2001). A modelagem computacional de cenários de TBI a partir do código de transporte de radiação MCNPX e dos simuladores antropomórficos híbridos UF permitiu calcular a dose equivalente e efetiva para as variações na energia do feixe, postura de tratamento, geometria de incidência, blindagem no pulmão e combinação de campos.

As irradiações laterais dos simuladores UF na postura sentada ofereceram uma distribuição da dose menos uniforme se comparado às irradiações antero-posterior e pósterio-anterior. Apesar disso, a dose equivalente para o pulmão, que é o órgão mais crítico em TBI (LEER et. al., 1990), apresenta poucas variações para as geometrias de incidência RLAT e LLAT devido à blindagem realizada pelos braços do simulador. A distribuição da dose nesses procedimentos também foi afetada pelo espalhamento dos fótons pelas paredes da sala, o que mostra que é mais adequado que procedimentos de TBI para essa postura e projeção sejam realizados distante das paredes.

Para as irradiações AP e PA a distribuição da dose foi mais uniforme, o que é uma vantagem em relação às irradiações laterais por ser necessário o uso de menos objetos compensadores para a uniformização da dose. Para a geometria de incidência PA, a medula vermelha recebe uma maior dose se comparado à AP, o que revela que essa projeção pode se mostrar mais adequada para destruição da medula.

Com o aumento da energia do feixe de radiação, há um aumento na dose absorvida em todos os casos, o que conseqüentemente leva ao aumento da dose equivalente e efetiva. A diferença na distribuição da dose em procedimentos de TBI com Cobalto-60 ou com o espectro do acelerador linear de 6 MV é mais evidente para a geometria de irradiação PA,

onde foi mostrado que o feixe de Cobalto-60 deposita menos energia em órgãos em profundidades mais distantes da fonte de radiação para essa projeção.

A diminuição da distância foco-superfície em 70 cm na simulação da Irradiação de Corpo Inteiro na geometria de incidência antero-posterior para o simulador masculino na postura deitada levou a uma aumento de até 19,54% na dose absorvida nas mamas, cólon, próstata, intestino, testículos e bexiga urinária. Isso mostra que a escolha da distância de tratamento influencia na distribuição da dose e, portanto deve ser um fator a ser considerado no planejamento do tratamento.

Outro importante fator é a atenuação da radiação no pulmão. Os objetos compensadores modelados reduziram a dose equivalente nesse órgão em 23% o que mostra sua eficácia, mesmo que com pouca espessura, e a necessidade da blindagem no pulmão em TBI. Uma análise mais detalhada deve ser feita para o desenvolvimento desses objetos compensadores para que se adeque de maneira mais apropriada ao paciente.

A combinação de campos adjacentes e sobrepostos de fótons de 6 MV em procedimentos de TBI levaram a uma superdosagens principalmente na região da junção, assim como encontrado na literatura (AAPM, 1986; ZAKI et. al., 2014). O uso de campos múltiplos é mais adequado para a Irradiação de Meio do Corpo (*Half Body Irradiation* – HBI) em que a irradiação das metades superior e inferior é separada por um intervalo de 4 a 6 semanas (AAPM, 1986).

O cálculo da dose efetiva para as condições de exposição utilizadas nesse trabalho mostraram que essa grandeza é superior nas irradiações laterais, principalmente na geometria de irradiação lateral esquerda, o que mostra um maior detrimento geral do corpo em relação à radiação ionizante se comparado às irradiações AP/PA. Para estas últimas, foi encontrado que a dose efetiva é maior na geometria de incidência AP que em AP, em concordância com resultados encontrados na literatura (CASTRO, 2005; CORREA et. al., 2010).

As variáveis estudadas nesse trabalho mostram como esses fatores podem influenciar de maneira significativa na distribuição da dose, e por isso necessitam de um estudo detalhado para o planejamento de procedimentos de Irradiação de Corpo Inteiro. O mesmo é necessário para que a dose efetiva seja mantida abaixo dos limites preestabelecidos considerando as condições de exposição adotadas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AAPM. The physical aspects of total and half body photon irradiation. Publicação 17. AAPM, 1986.
- ALVES, M. C. Cálculos dos coeficientes de conversão de dose equivalente e dose efetiva em termos da fluência para prótons utilizando simulador antropomórfico híbrido feminino e masculino na postura vertical e sentada e o código MCNPX. 2014. 133 f. Dissertação (Mestrado) – Núcleo de Pós-graduação em Física, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão. 2014.
- ATTIX, F. H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. WILEY-VCH, 1991.
- BAKKER, B.; MASSA G. G.; RIJN, A. M.; MEARADJI, A.; KAMP, H. J. V. D.; NIEMERTUCKER, M. M. B.; HAGE, M. H. V. D.; BROERSE, J. J., WIT, J. M. Effects os total-body irradiation on growth, thyroid and pituitary gland in rhesus monkeys. *Radiotherapy and Oncology*, v. 51, p. 187-192. 1999.
- BARRET, A. Total body irradiation. **Reports of Practical Oncology Radiotherapy**, v. 4, n. 3, p. 47-64. 1999.
- BERDAKY, M.F. Implantação de um serviço de radioterapia com acelerador linear (fótons): testes de aceitação, dosimetria e controle de qualidade. 2000. 92 f. Dissertação (Mestrado) - IPEN. 2000.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer – INCA. Blindagem em radioterapia: técnica e normas. Rio de Janeiro: INCA, 2000.
- BRIEMEISTER, J.F. A General Monte Carlo Code for Neutron and Photon Transport. Los Alamos National Laboratory, 1986.
- BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. The essential physics of medical imaging. 3 ed. Filadélfia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- CASSOLA, V.F.; MELO LIMA, V.J.; KRAMER, R.; KHOURY.H.J. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polugon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. **Physics in Medicine and Biology**, v. 55, p. 133-162. 2010
- CASTRO, R. C. Cálculo de dose equivalente em órgãos de pacientes devido a fotonêutrons gerados em Aceleradores Lineares Clínicos. 2005. 77 f. Dissertação (Mestrado) – COPPE/UFRJ. 2005
- CHAKAROVA, R.; KRANTS, M. A Monte Carlo evaluation of beam characteristics for total body irradiation at extended treatment distances. *Journal od applied clinical medical physics*, v. 15, n. 3. 2014.
- CORREA, S.C.A.; SOUZA, E.M.; SILVA, A.X.; YORIYAZ, H. Dose and risk evaluation in thoracic radiology using male and female voxel phantoms. **Internatinonal Journal Low Radiation**, v. 7, n. 2, p. 81-97. 2010.

DANCE, D.R.; CHRISTOFIDES, S.; MAIDMENT, A.D.A.; MCLEAN, I.D.; NG, K.H. Diagnostic Radiology Physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014

DOMINIQUE, C.; SCHWARTZ, L.H.; LESCRAINIER, J.; KERAUDY, K.; BELKACEMI, Y.; FOULQUIER, J.N.; OZSAHIN, M.; LEFKOPOULOS, D.; PENE, F. A modified co₆₀ teletherapy unit for total body irradiation. **International Journal Radiation oncology Biology Physics**, v. 33, n. 4, p. 951-957. 1995.

DYK, J. V. The modern technology of radiation oncology. Madison: Medical Physics Publishing, 1999.

DYK, J.V. Dosimetry for total body irradiation. **Radiotherapy and Oncology**, v. 9, p. 107-118. 1987.

EISBERG, R.; RESNICK, R. Física Quântica: átomos, moléculas, sólidos, núcleos e partículas. 23 Ed. Rio de Janeiro: Editora Campus, 1994.

EL-KHATIB, E.E.; VALCOURT, S. Calculation of lung shelding for total body irradiation. **Int. J. Radiation Oncology Biology Physics**, v. 17, n. 5, p. 1099-1102. 1989.

EVANS, M.D.C.; LAROUCHE, R.X.; OLIVARES, M.; LEGER, P.; LARKIN, J.; FREEMAN, C.R.; PODGORSK, E.B. Total body irradiation with a reconditioned cobalto teletherapy unit. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 7, n. 1. 2006

FERREIRA, T.; RASBAND, W. ImageJ: User Guide. 2012.

FRIEDMAN, D. L.; ROVO, A.; SOCIE, G. Increased risk of breast cancer among survivors of allogeneic hematopoietic cell transplantation: a report from the FHCRC and the EBMT-Late Effect Working party. *Blood*, v. 111, n. 2, p. 939-944. 2008.

Giglioli, M. Avaliação da distribuição da dose absorvida em radioterapia com campos irregulares e alargados. 2012. 131 p. Dissertação (Mestrado) - IPEN. 2012

GIORDANI, A.J.; SEGRETO, H.R.C.; SEGRETO, R.A.; MEDEIROS, R.B.; OLIVEIRA, J.S.R. Verificação das doses de radiação absorvidas durante a técnica de irradiação de corpo inteiro nos transplantes de medula óssea, por meio de dosímetros termoluminescentes. **Radiologia Brasileira**, v.37, n. 5, p. 343-349. 2004.

GOORLEY, T. Using MCNP for Medical Physics Application. Los Alamos National Laboratory. LA-UR-07-6618. 2007.

GRIFFITHS, D. J. Eletrodinâmica. 3 Ed. São Paulo: Pearson, 2011.

HENDEE, W. R.; IBBOTT, G. S.; HENDEE, E.G. Radiation therapy physics.3 Ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005

HURTADO, J. L.; LEE, C.; LODWICK, D.; GOEDE, T.; WILLIAMS, J.; BOLCH, W. E. Hybrid computacional phantoms representing the reference adult male and adult female: construction and applications for retrospective dosimetry. **Health physic**, v. 102, n. 3. 2012.

ICRP. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. Publicação 89. Pergamon, 2002.

ICRP. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. Publicação 1116. ELSEVIER., 2010.

ICRP. Data for protection against ionizing radiation from external sources – Supplement to ICRP Publication 15. Publicação 21. Pergamon Press, 1973.

ICRP. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. Publicação 103. Elsevier , 2007.

ICRU. Fundamental quantities and units for ionizing radiation (Revised). Publicação 85. Journal of the ICRU, Oxford , v. 11, n. 1, out. 2011

INCA. Estimativa 2014: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2014.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. The physics of radiology. 4 ed. Springfield, Illinois: Charles C Thomas, 1983.

KHAN, F. M. The physics of radiation therapy. 2 Ed. Lippincott Williams e Wilkins, 1994.

KHAN, F. M. The physics of radiation therapy. 3 Ed. Filadélfia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

KITWARE. VolView 2.0 User's Guide. Kitware, 2003.

KNOLL, G. F. Radiation Detection and Measurement. 3 ed. New York: WILEY-VCH, 2000.

KRAMER, R. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantom and Monte Carlo Methods. Neuherberg: GSF, 1982.

LEE, C.; LEE, C.; LODWICK, D.; BOLCH, W. E. Nurbs-based 3-D anthropomorphic computational phantoms for radiation dosimetry applications. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 127, n. 1-4, p. 227-232. 2007.

LEE, C.; LODWICK, D.; HURTADO, J.; PAFUNDI, D.; WILLIAMS, J. L.; BOLCH, W. The UF family reference hybrid phantoms for computacional radiation dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, v. 55, p. 339-363, 2010.

LEER, J. W. H; BROERSE, J. J.; VROOME, H. D.; CHIN, A.; NOORDIJK, E. M.; DUTREIX, A. Techniques applied for total body irradiation. *Radiotherapy and Oncology*, v. 1, p. 10-15. 1990.

LEIPER, A.D. Latte effects of total body irradiation. **Arch Dis Child**, v. 72, p. 382-385. 1995.

LOUREIRO, E.C.M. Construção de simuladores baseados em elementos de volume a partir de imagens tomográficas coloridas. 2002. 85 f. Tese (Doutorado) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco. 2002

MCCONN JR, R.J.; GESH, C.J.; PAGH, R.T.; RUCKER, R.A.; WILLIAMS III, R.G. Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling. Pacific Northwest National Laboratory. 2011

MDF FOUNDATION. O que faz a minha Medula Óssea? Myelodysplastic Syndromes Foundation, 2014.

MEIRA JUNIOR, N.G. Cálculo de coeficientes de conversão utilizando modelos baseados em Mesh. 2011. 81 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-graduação em Física, Universidade Estadual de Santa. 2011.

MILIAN, F. M.; GARCIA, F.; GUEVARA, M. V. M.; CORREIA, I. K. S.; MEIRA, N. G. Development of voxel models from 3D surfaces: optimized methodology. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 4, n. 3, p. 67-70. 2011.

MOHTY, M.; MALARD, F.; SAVANI, B.N. High-Dose total body irradiation and myeloablative conditioning before allogeneic stem cell transplantation: time to rethink?. **Biology of Blood and Marrow Transplantation**, p. 1-5. 2014

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. Física das Radiações. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

PAGE, B. R.; HUDSON, A. D.; BROWN, D. W.; SHULMAN, A. C.; ABNEL-WAHAB, M.; FISHER, B.; PATEL, S. Cobalt, Linac, or other: Whats is the the best solution for Radiation Therapy in developing countries?. **Radiation Oncology**, v. 89, n. 3, p. 476-480. 2013.

PELOWITZ, D. B. MCNPX USER'S MANUAL VERSION 2.7.0, LA-CP-11-00438. USA: Los Alamos National Laboratory, 2011.

PETERS, M.; TAYLOR, B.; TURNER, EMMA. Na Evidence-Based Review of Total Body Irradiation. **Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences**, v. 46, p. 442-449. 2015.

PIOTROWSKI, T.; ADAMSKA, K.; MALICKI, J. Effect of scattered radiation in the total body irradiation technique: evaluation of the spoiler and wall dose component in the depthdose distribution. *Nukleonika*, v. 52, n. 4, p. 153-158. 2007.

PODGORSKAK, E. B. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Viena: International Atomic Energy Agency, 2005.

PODGORSKAK, E. B. Treatment Machines for external beam radiotherapy. IAEA, 2012.

PODGORSKAK, E.B.; PLA, C.; EVANS, M.D.C.; PLA, M. The influence of phantom size on output, peak scatter factor, and percentage depth dose in largefield photon irradiation. **Medical Physics**, v. 12, n.5, p. 639-645. 1985.

POSSANI, R.G. RE-Engenharia do software SMCS para uma linguagem orientada a objetivos (JAVA) para uso em construções de phantoms segmentados. 2012. 96 f. Dissertação (Mestrado) - IPEN. 2012

POWSNER, R. A.; POWSNER, E. R. Essential Nuclear Medicine Physics. 2 Ed. Massachusetts: Blackwell Publishing, 2006.

QUARANTA, B. P.; HALPERIN, E. C.; KUZZTBERG, J.; CLOUGH, R.; MARTIN, P. L. The incidence of testicular recurrence in boys with acute leukemia treated with total body and Testicular Irradiation and stem cell transplantation. *Cancer. Interscience*, v. 101, n. 1. 2004.

QUAST, U. Total body irradiation - review of treatment techniques in Europe. *Radiotherapy and Oncology*, v. 9, p. 91-106. 1987.

REIS JUNIOS, J. P. Cálculos dos coeficientes de conversão para dose efetiva em termos do Kerma no ar para fótons utilizando simulador Antropomórfico de Voxels e o código MCNPX. 2007. 74 f. Dissertação (Mestrado) - COPPE/UFRJ. 2007

RIBEIRO, V. A. B. Avaliação teórico-experimental da distribuição de dose absorvida em radioterapia em tumores de pele. 2011. Monografia - Universidade Estadual Paulista. 2011.

RIPER, K. A. V. White Rock Science – Moritz. Los Alamos, 2005.

RODRIGUES-CORTES, J.; RIVERA-MONTLAVO, T.; VILLASENOR NAVARRO, L.F.; FLORES-LOPEZ, O.; ROMAN, J.; HERNANDEZ-OVIEDO, J.O. Thermoluminescent dosimetry in total body irradiation. *Applied Radiation and Isotopes*, v.71, p. 35-39. 2012.

SANGHVI, P. R.; KAURIN, D. G. L.; MCDONALD, T. L.; HOLLAND, J. M. Testicular shielding in low-dose total body irradiation. *Bone Marrow Transplantation*, v. 39, p. 247-248. 2007.

SANTOS, F. A. Avaliação da exposição do público e médica em cenário típico de exames que utilizam equipamento móvel de raios X através do método Monte Carlo. 2014. 111 f. Dissertação (Mestrado) – Núcleo de Pós-graduação em Física, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão. 2014.

SCAFF, L. A. M. Física da Radioterapia. São Paulo: SARVIER, 1997.

SCAFF, L. Física na Radioterapia: A base analógica de uma era digital. Parte 2. São Paulo: Editora Projeto Saber, 2010.

SERBAN, M.; SEUNTJENS, J.; ROUSSIN, E.; ALEXANDER, A.; TREMBLAY, J. R.; WIERZBICKI, W. Patient-specific compensation for Co-60 TBI treatments based on Monte Carlo design: A feasibility study. *Physica Medica*, v.20. 2015.

SHANIS, D.; MERIDETH, M.; PULANIC, T.K.; SAVANI, B.N.; BATTIWALLA, M.; STRATTON, P. Female Long-Term survivors after allogeneic Hematopoietic stem cell transplantation: Evaluation and management. *Seminars in Hematology*, v. 49, n. 1, p. 83-93. 2012.

SHEIKH-BAGHERI, D.; ROGERS, D. W. O. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Medical Physics*, v. 20, n. 391. 2002.

SHULTIS, J.K.; FAW, R.E. An MCNP Primer. Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering . Manhattan: Kansas State University, 2004.

SLATTER, M. A.; GENNERY, A. R.; CHEETHAM, T. D.; BHATTACHARYA, A.; CROOKS, B. N. A.; FLOOD, T. J.; CANT, A. J.; ABINUN, AM. Thyroid dysfunction after

bone marrow transplantation for primary immunodeficiency without the use of total body irradiation in conditioning. **Bone Marrow Transplantation**, v. 33, p. 949-953. 2004

TARTAR, A. Monte Carlo Simulation approaches to dose distribution for 6 MV photon beams in clinical linear accelerator. **Biocybernetics and Biomedical Engineering**, v. 34, p. 90-100. 2014.

TURNER, J. E. Atoms, Radiation, and Radiation Protection. 3 Ed. Oak Ridge: WILEY-VCH, 2007.

X5 MONTE CARLO TEAM. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Los Alamos National Laboratory, 2003

YAO, R.; BERNARD, D.; TURIAN, J.; ABRAMS, R.A.; SENSAKOVIC, W.; FUNG, H.C.; CHU, J.C.H. A simplified technique for delivering total body irradiation (TBI) with improved dose homogeneity. **Medical Physics**, v. 39, n. 4, p. 2239-2248. 2012.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141-149. 2009.

YOSHIMURA, E. M. Física das Radiações: interação da radiação com a matéria. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 57-67, 2009.

ZAKI, A.; ABU-ZEID, H.; ASHRY, H.; EL SHAHAT, K. Dosimetric study of field junction in adjacent beams using asymmetric collimators and MLC. **Chinese-German Journal Clinical Oncology**, v. 13, n. 9, p. 435-438. 2014.